



VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V BRNĚ

BRNO UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A KOMUNIKAČNÍCH TECHNOLOGIÍ

FACULTY OF ELECTRICAL ENGINEERING AND COMMUNICATION

ÚSTAV BIOMEDICÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ

DEPARTMENT OF BIOMEDICAL ENGINEERING

ZPRACOVÁNÍ BIOIMPEDANČNÍHO SIGNÁLU

BIOIMPEDANCE SIGNAL PROCESSING

BAKALÁŘSKÁ PRÁCE

BACHELOR'S THESIS

AUTOR PRÁCE

AUTHOR

Vladimíra Valíčková

VEDOUCÍ PRÁCE

SUPERVISOR

Ing. Ladislav Soukup

BRNO 2016



Bakalářská práce

bakalářský studijní obor **Biomedicínská technika a bioinformatika**

Ústav biomedicínského inženýrství

Studentka: Vladimíra Valíčková

ID: 164922

Ročník: 3

Akademický rok: 2015/16

NÁZEV TÉMATU:

Zpracování bioimpedančního signálu

POKYNY PRO VYPRACOVÁNÍ:

1) Seznamte se s významem bioimpedančního signálu a způsobem jeho měření. 2) Provedte literární rešerši z oblasti zpracování bioimpedančního signálu, zejména se soustředte na parametry potřebné k výpočtu rychlosti šíření pulsní vlny. 3) Navrhněte program v prostředí Matlab pro detekci významných bodů potřebných k výpočtu rychlosti šíření pulsní vlny. Program otestujte na poskytnutých vzorcích naměřených dat. 4) Na množině signálů od minimálně 10 různých subjektů ze stejné typové skupiny detekujte vzdálenost polohy významných bodů bioimpedančního signálu od R vlny pro každou R vlnu v datovém souboru. 5) Provedte diskusi získaných výsledků a zhodnoťte účinnost vytvořeného algoritmu.

DOPORUČENÁ LITERATURA:

[1] JAN, J. Číslíková filtrace, analýza a restaurace signálů. Brno: Vutium - Brno, 1997, ISBN: 80-214- 081.

[2] SORNMO, L. a LAGUNA, P. Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications. Elsevier Academic Press, 2005.

Termín zadání: 8.2.2016

Termín odevzdání: 27.5.2016

Vedoucí práce: Ing. Ladislav Soukup

Konzultant bakalářské práce:

prof. Ing. Ivo Provazník, Ph.D., předseda oborové rady

UPOZORNĚNÍ:

Autor bakalářské práce nesmí při vytváření bakalářské práce porušit autorská práva třetích osob, zejména nesmí zasahovat nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a musí si být plně vědom následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., včetně možných trestněprávních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č.40/2009 Sb.

ABSTRAKT

Teoretická část této bakalářské práce se zabývá vlastnostmi, měřením a využitím bioimpedance pro lékařskou diagnostiku. Praktická část se věnuje detekci významných bodů v derivovaném bioimpedančním signálu, které mohou být využity v různých lékařských aplikacích. Práce srovnává 3 detekční algoritmy. Nejlepších výsledků dosahuje detekce pevným oknem, kde bylo vyloučeno pouze 1,09 % hodnot. Velmi podobných výsledků dosahuje detektor závislý na statické složce bioimpedance, zde bylo vyloučeno 1,18 % detekcí. Algoritmus založený na délce RR intervalu pracoval nejhůře. Dále je zde vypočtena rychlost šíření pulzní vlny v šesti částech lidského těla při horizontální poloze pacienta a při nakloněné rovině. Při nakloněné rovině se pulzní vlna šířila o 38,59 % rychleji, než při poloze v leže.

KLÍČOVÁ SLOVA

Bioimpedance, bioimpedanční signál, impedance, pulzatívni bioimpedance, pulsní vlna, pulzní vlna, rychlost šíření pulsní vlny, rychlost šíření pulzní vlny, statická bioimpedance.

ABSTRACT

Theoretical part of this Bachelor thesis deals with properties measurement and use of bioimpedance signal for medical diagnostics. The practical part deals with detection of important points in derivate bioimpedance signal that may be further used in various medical applications. This work compares three detection methods. The best results were achieved by a detection with fixed interval there were excluded only 1,09 % values. Very similar results had detector dependent on constant bioimpedance. Here was excreted 1.18 % of detections. Algorithms that are dependent on length of RR interval perform worse. Furthermore, there is calculated the Pulse wave velocity in six parts of the human body in a horizontal and tilt patient position. In the tilt position were the pulse wave velocity about 38.59 % faster than in horizontal.

KEYWORDS

Bioimpedance, bioimpedance signal, impedance, time varying impedance, pulse wave, pulse wave velocity, constant impedance.

Prohlášení

Prohlašuji, že jsem svoji bakalářskou práci na téma Zpracování bioimpedančního signálu vypracovala samostatně, pod vedením vedoucího bakalářské práce a s použitím odborné literatury a dalších informačních zdrojů, které jsou všechny citovány v práci a uvedeny v seznamu literatury na konci práce.

Jako autor uvedené bakalářské práce dále prohlašuji, že v souvislosti s vytvořením této bakalářské práce jsem neporušila autorská práva třetích osob, zejména jsem nezasáhla nedovoleným způsobem do cizích autorských práv osobnostních a/nebo majetkových a jsem si plně vědoma následků porušení ustanovení § 11 a následujících autorského zákona č. 121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon), ve znění pozdějších předpisů, včetně možných trestně-právních důsledků vyplývajících z ustanovení části druhé, hlavy VI. díl 4 Trestního zákoníku č. 40/2009 Sb.

V Brně dne

.....
Vladimíra Valíčková
autor práce

Poděkování

Děkuji vedoucímu práce Ing. Ladislavu Soukupovi za odborné vedení a pomoc při řešení problémů souvisejících s vypracováním této bakalářské práce. Také děkuji akademii ICRC za zpřístupnění naměřených dat a možnost zúčastnění se měření bioimpedance.

V Brně dne

.....
Vladimíra Valíčková
autor práce

Obsah

Úvod	1
1. Bioimpedanční signál.....	2
1.1 Elektrická impedance	2
1.2 Bioimpedanční signál	3
1.3 Měření bioimpedančního signálu.....	6
2. Využití bioimpedančního signálu	7
2.1 Kompoziční analyzátory.....	7
2.2 Impedanční tomografie.....	7
2.3 Impedanční pletysmografie.....	8
2.4 Impedanční kardiografie.....	9
2.5 Výpočet rychlosti šíření pulzní vlny.....	9
3. Výpočet rychlosti šíření pulzní vlny.....	10
3.1 Princip šíření pulzní vlny	10
3.2 Šíření pulzní vlny ve velkých artériích.....	11
3.3 Vliv patologií na šíření pulzní vlny.....	12
3.4 Výpočet rychlosti šíření pulzní vlny	13
4. Akvizice dat.....	15
4.1 Měřicí přístroj	15
4.2 Měřicí protokol.....	16
5. Detekce významných bodů v bioimpedančním signálu.....	19
5.1 Zpracování bioimpedančního signálu.....	19
5.1.1 Předzpracování signálů.....	20
5.1.2 Kolerace.....	22
5.1.3 Detekce maxim v bioimpedanci.....	24
5.2 Validace	26
5.2.1 Grubbsův test	27
5.2.2 Výsledky validace	28
5.2.3 Vyhodnocení	30
6. Výpočet rychlosti šíření pulzní vlny.....	32
6.1 Navržený program.....	32
6.2 Výsledky	34
6.3 Vyhodnocení	35
Závěr	37
Použitá literatura	38
Seznam příloh.....	i

Seznam obrázků

Obr. 1.1 Model bioimpedance buňky	3
Obr. 1.2 Jedna sekunda neupravovaného bioimpedančního signálu	4
Obr. 1.3 Válcový paralelní model bioimpedance.....	4
Obr. 1.4 Příklad průběhu statické bioimpedance	5
Obr. 1.5 Příklad průběhu pulzativní bioimpedance.....	5
Obr. 1.6 Princip měření bioimpedančního signálu	6
Obr. 2.1 Princip impedanční tomografie	8
Obr. 3.1 Newtonova houpačka	10
Obr. 3.2 Šíření pulzní vlny ve zdravé aortě.....	11
Obr. 3.3 Rozdílné průřezy velkých arterií během srdečního cyklu.....	12
Obr. 3.4 Šíření pulzní vlny v aortě postižené aterosklerózou	13
Obr. 3.5 Princip výpočtu časového zpoždění Δt	14
Obr. 4.1 Schéma zapojení zdrojů proudu vícekanálového impedančního monitoru	15
Obr. 4.2 Rozmístění impedančních elektrod	17
Obr. 4.3 Vlastní měření	17
Obr. 4.4 Měřicí protokol	18
Obr. 4.5 Vliv manévru na statickou bioimpedanci	18
Obr. 5.1 Umístění svodů bioimpedance na těle pacienta	19
Obr. 5.2 Úsek tlakové křivky po vyloučení kalibrace	21
Obr. 5.3 Frekvenční charakteristika filtrace pulzativní bioimpedance	21
Obr. 5.4 Frekvenční charakteristika filtrace statické bioimpedance	22
Obr. 5.5 Korelace s délkou RR intervalu a Z_0	23
Obr. 5.6 Korelace s tlakovými vektory	23
Obr. 5.7 Blokové schéma detekční části algoritmu	24
Obr. 5.8 Princip detekce pevným oknem	24
Obr. 5.9 Princip detekce závislý na délce RR intervalu	25
Obr. 5.10 Princip detekce závislý na statické složce bioimpedance	25
Obr. 5.11 Chybový vektor	28
Obr. 5.12 Validace algoritmu	31
Obr. 6.1 Výpočet vzdálenosti stehno-lýtka	33
Obr. 6.2 Intervaly pro výpočet rychlosti šíření pulzní vlny	34

Seznam tabulek

Tab. 5.1 Nastavení parametrů detekčních algoritmů	26
Tab. 5.2 Validace pro sod 3	28
Tab. 5.3 Validace pro sod 4	29
Tab. 5.4 Validace pro sod 5	29
Tab. 5.5 Validace pro sod 6	29
Tab. 5.6 Validace pro sod 7	30
Tab. 5.7 Validace pro sod 8	30
Tab. 6.1 Naměřené a vypočtené vzdálenosti elektrod	32
Tab. 6.2 Vypočtené rychlosti šíření pulzní vlny pro horizontální polohu pacienta	35
Tab. 6.3 Vypočtené rychlosti šíření pulzní vlny pro nakloněnou rovinu	35
Tab. 6.4 Průměry a směrodatné odchylky rychlosti šíření pulzní vlny	36

Úvod

Tato bakalářská práce se zabývá zpracováním bioimpedančního signálu. Bioimpedance je snadno neinvazivně měřitelná fyzikální veličina vyjadřující odpor měřená částí lidského těla. Je závislá na zastoupení a vlastnostech jednotlivých tkání v organismu, proto má širokou oblast využití v přístrojích pro lékařskou diagnostiku.

Ve třech teoretických kapitolách je vysvětlena fyzikální podstata bioimpedančního signálu, vznik, vlastnosti a způsob měření. Dále jsou zde přiblíženy aplikace bioimpedance pro medicínu se zaměřením na výpočet rychlosti šíření pulzní vlny.

V praktické části je navržen program v prostředí MATLAB pro detekci významných bodů v bioimpedančním signálu. Cílem programu je srovnání tří detekčních metod, konkrétně detekce v pevném okně, v okně závislém na délce RR intervalu EKG a metodě závislé na statické složce bioimpedance. Na závěr je vytvořen algoritmus pro výpočet rychlosti šíření pulzní vlny v šesti částech lidského těla při poloze pacienta v leže a při nakloněné rovině.

1. Bioimpedanční signál

Bioimpedanční signál je snadno neinvazivně měřitelná veličina používaná např. v lékařské diagnostice. V následující kapitole bude popsán jeho vznik, vlastnosti a princip měření.

1.1 Elektrická impedance

Pro lepší pochopení dané problematiky bude nejdříve vysvětlena fyzikální veličina elektrický odpor. Značí se R , základní jednotkou je Ω (ohm) a je vyjádřen reálným číslem. Vychází ze své definiční rovnice

$$R = \frac{U}{I} [\Omega], [1] \quad (1.1)$$

Kde U [V] je elektrické napětí a I [A] představuje elektrický proud. Rovnice (1.1) říká, jaký odpor klade daná látka, nebo součástka elektrickému proudu při daném napětí. Vysoká hodnota R znamená, že za konstantního napětí látkou protéká malý proud, naopak při nízké hodnotě R za stejného napětí bude látkou protékat proud velký [1] [2].

Termín elektrický odpor je používán pouze pro obvody napájené stejnosměrným proudem. V obvodech, kde protéká střídavý proud, byla zavedena nová, frekvenčně závislá, fyzikální veličina **elektrická impedance**. Značí se **Z** , jednotkou je opět Ω , ale je zapisována **komplexními čísly**. Reálná část (Z_{REAL}) se nazývá rezistance a vyjadřuje již zmíněný elektrický odpor a imaginární část (Z_{IMAG}), neboli reaktance vyjadřuje odpor zdánlivý [2].

$$Z = Z_{REAL} + Z_{IMAG} [\Omega] [2] \quad (1.2)$$

Komplexní číslo může být zapsáno i v goniometrickém tvaru. Pak měřicí přístroje měří modul impedance a argument odpovídá fázovému posunu napětí vůči proudu [2].

Celková impedance se skládá ze tří složek a to kapacitance (Z_C ; [Ω]), rezistance ($Z_R=R$; [Ω]) a induktance (Z_L ; [Ω]) [2].

$$Z = Z_C + Z_L + Z_R [\Omega] [2] \quad (1.3)$$

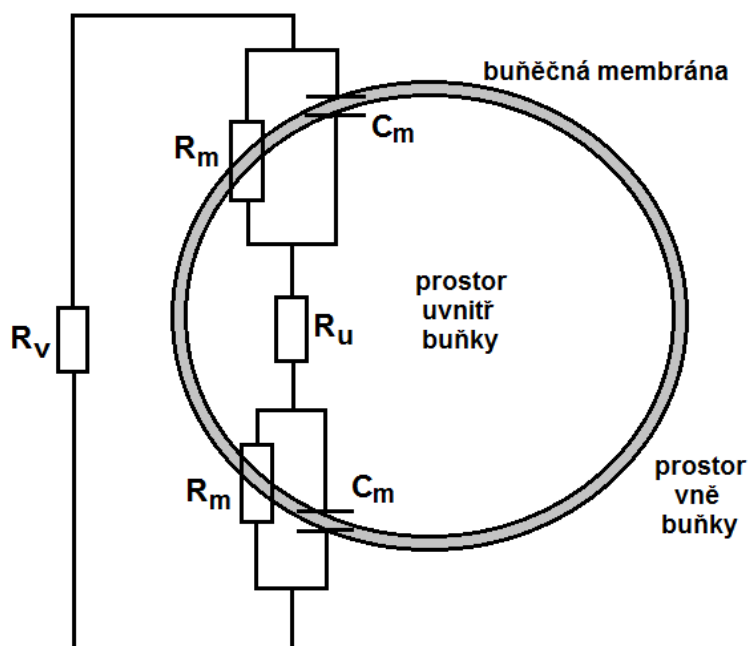
Rezistance je rovna elektrickému odporu rezistoru a je vyjádřena reálným číslem. Zatímco kapacitance (impedance kapacitoru) a induktance (impedance induktoru) jsou vyjádřeny komplexními čísly. Jejich přítomnost v obvodu mění fázový posun napětí vůči proudu a tím do obvodu zavádí určitou parazitní složku. Induktor a kapacitor jsou tudíž frekvenčně závislé prvky, rezistor frekvenčně závislý není [2].

V tomto semestrálním projektu se budeme zabývat převážně reálnou složkou impedance.

1.2 Bioimpedanční signál

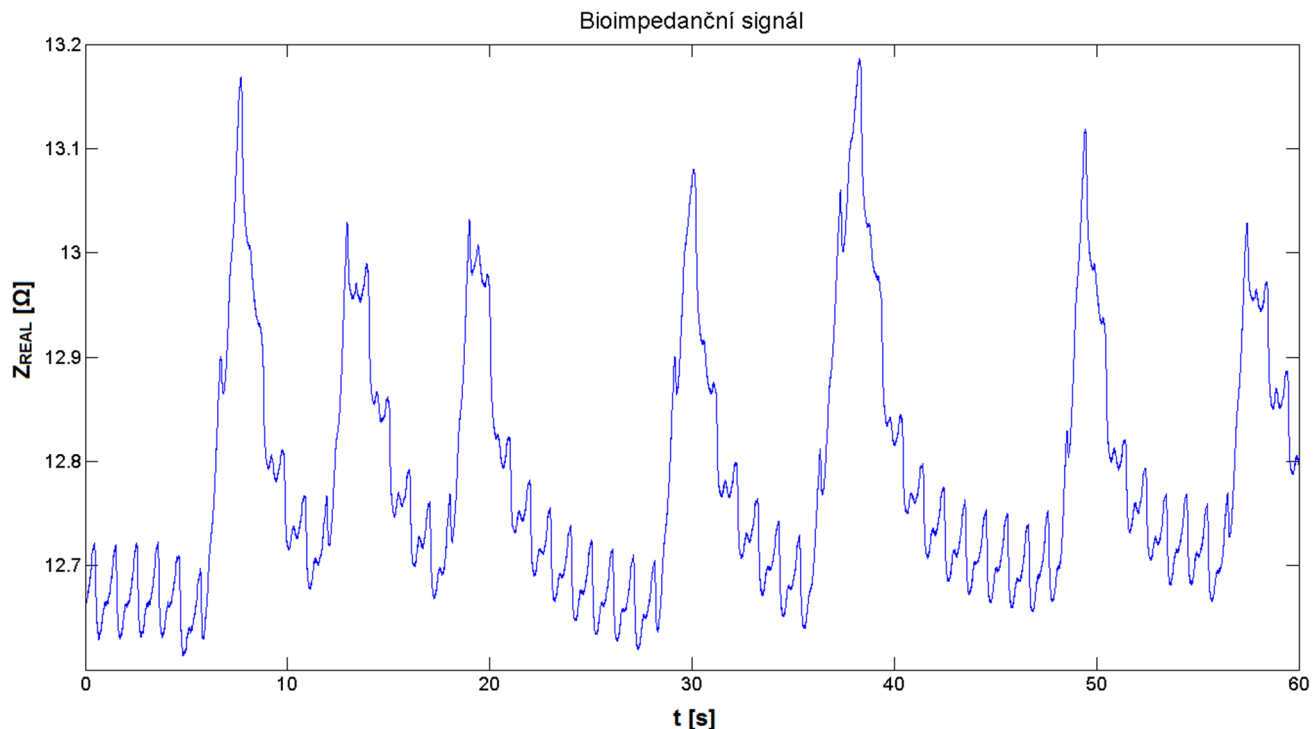
Bioimpedance je impedance libovolného organického materiálu. Můžeme zkoumat bioimpedanci jednotlivých buněk, buněčných membrán, tkání, orgánů nebo i celého organismu.

Buněčná membrána je za určitých podmínek nevodivá. Intracelulární roztok (prostředí uvnitř buňky) a extracelulární roztok (prostředí vně buňky) obsahují různé ionty, tedy vykazují vodivost II. druhu. Z toho vyplývá, že jednotlivé buňky se chovají jako kapacitory viz obr. 1.1 a proto bioimpedance vykazuje i imaginární složku [3].



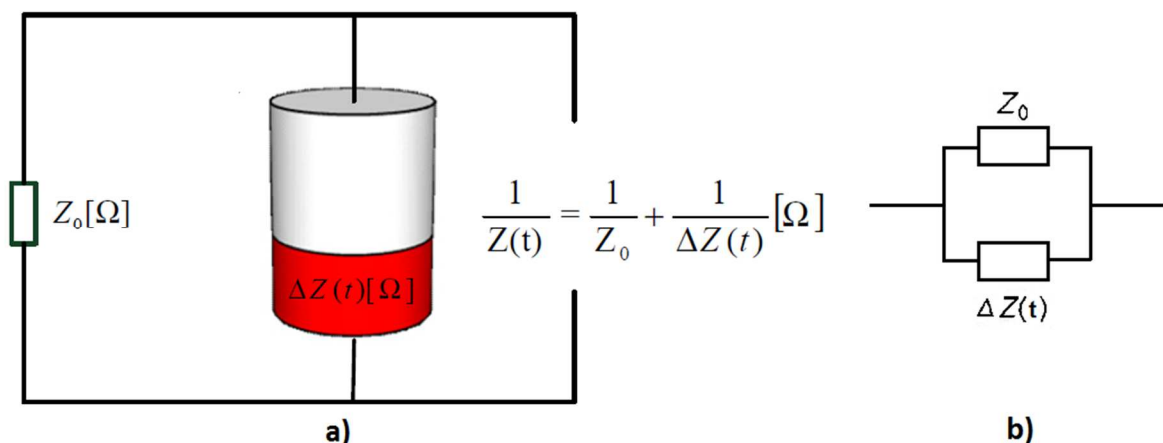
Obr. 1.1 Model bioimpedance buňky, C_m je kapacita buněčné membrány [F], R_m je odpor buněčné membrány [Ω], R_u je odpor prostředí uvnitř buňky [Ω] a R_v je odpor prostředí vně buňky [Ω].

Bioimpedančním signálem $Z(t)$ je závislost bioimpedance na čase. Pokud je vykreslena reálná část bioimpedančního signálu Z_{REAL} [Ω] v závislosti na čase t [s] viz obr. 1.2 pak pomalé frekvence (nejvyšší vrcholy) souvisí s dýcháním, zatímco rychlé frekvence (malé lokální vrcholy) ukazují tepovou frekvenci.



Obr. 1.2 Jedna sekunda neupraveného bioimpedančního signálu ze svodu 3 (levý hrudní svod). Je patrných 7 dechových cyklů a přibližně 65 tepů.

Bioimpedanční signál $Z(t)$ je tvořen paralelní kombinací dvou složek viz obr. 1.3b. a to **statické složky Z_0 [Ω]** a **pulzativní složky $\Delta Z(t)$ [Ω]**. Tyto složky lze popsat tzv. válcovým paralelním vodivostním modelem viz obr. 1.3a, definovaným panem Nyboerem pro potřeby impedanční kardiografie [4].



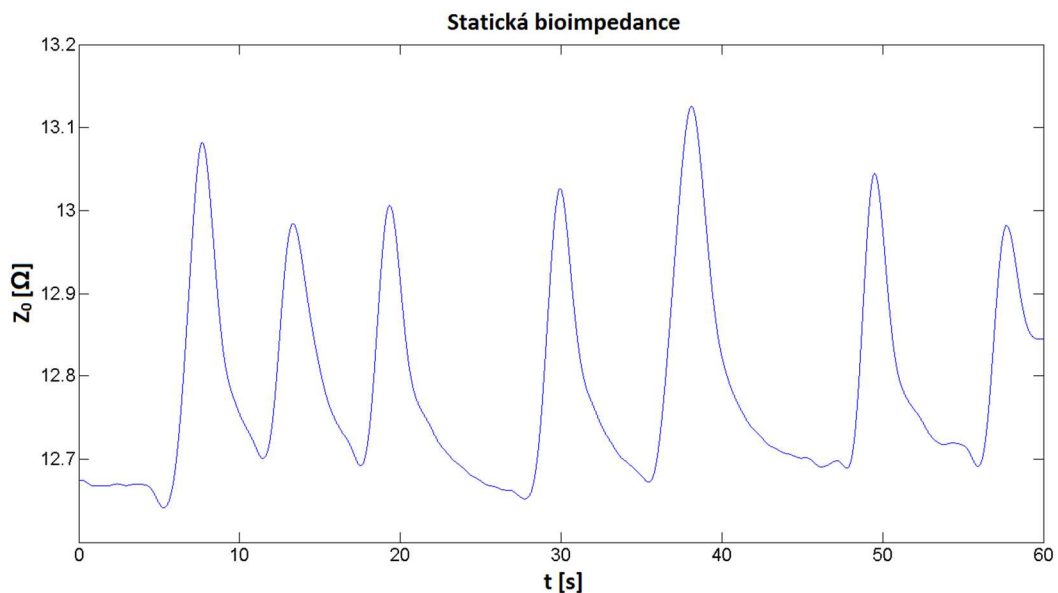
Obr. 1.3 Válcový paralelní model bioimpedance, upraveno [5].

Matematicky zapsáno

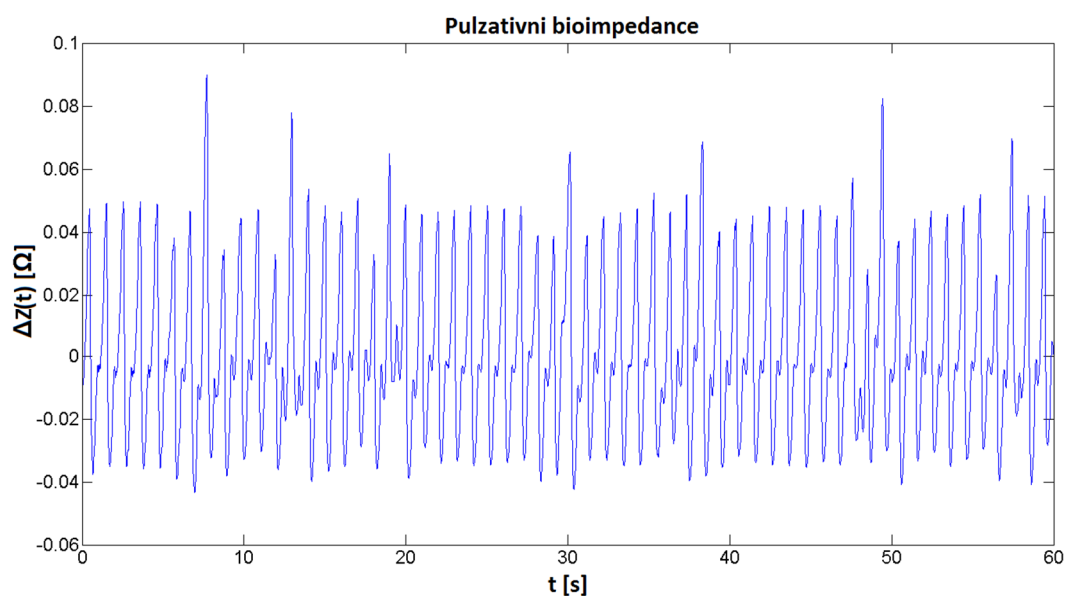
$$Z(t) = Z_0 \parallel \Delta Z(t) = \frac{1}{\frac{1}{Z_0} + \frac{1}{\Delta Z(t)}} = \frac{Z_0 \cdot \Delta Z(t)}{Z_0 + \Delta Z(t)} [\Omega] \quad [6]. \quad (1.4)$$

Statická složka viz obr. 1.4 je tvořena převážně impedancí kostí, svalů, tuků a reziduální (zbytkové) krve v cévách. V čase se velmi pomalu mění a to převážně díky vlivu dýchání. Z naměřeného bioimpedančního signálu je možné ji oddělit filtrací dolní propustí, protože souvisí s nízkými frekvencemi [4] [6].

Pulzativní složka viz obr. 1.5 je reprezentována zejména impedancí pulzující krve. Krev je jednou z nejvodivějších částí organismu. Díky jejím pohybům v tepnách se i pulzativní bioimpedance v čase rychle mění. Tudíž souvisí s vyššími frekvencemi a opět je možné ji oddělit filtrací. Když nový objem krve dorazí do námi měřené oblasti, v daném místě se zvýší vodivost, to má za následek snížení odporu. Jinak řečeno peaky (vrcholy) v pulzativní bioimpedanci se vyskytují v časech, kdy je v měřeném místě v tepnách nejméně krve [4] [6].



Obr. 1.4 Příklad průběhu statické bioimpedance, patrný vliv dýchání.

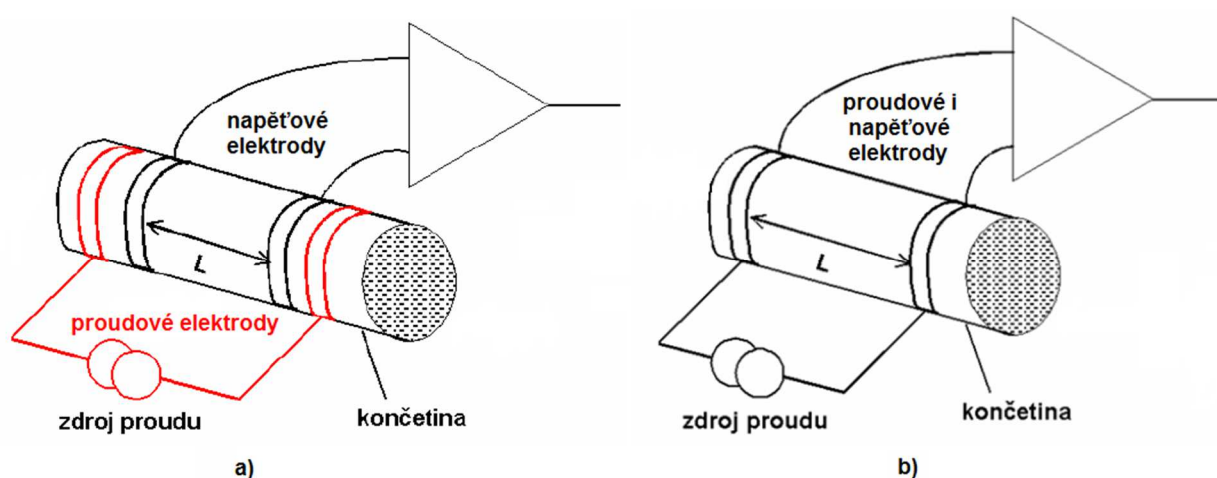


Obr. 1.5 Příklad průběhu pulzativní bioimpedance, patrný vliv pulzace krve.

1.3 Měření bioimpedančního signálu

Jedná se o nepřímé neinvazivní měření využívající definiční rovnice pro odpor (1.1). Na požadovanou část lidského těla jsou přiloženy elektrody v konfiguraci dvou, nebo čtyř elektrodového zapojení.

Při čtyř-elektrodovém měření jsou dvě proudové elektrody připojeny ke zdroji vysokofrekvenčního střídavého proudu s frekvencí 50 - 100 kHz [4] a amplitudou ve stovkách μA až jednotkách mA [4], tudíž měřenou částí lidského těla protéká elektrický proud. Dvě snímací napěťové elektrody přiloženy na končetinu v prostoru mezi proudovými elektrodami, měří úbytek napětí viz obr. 1.6a [8] [9].



Obr. 1.6 Princip měření bioimpedančního signálu, upraveno [8].

Vzdálenost mezi snímacími elektrodami se značí L [cm]. Pokud měříme bioimpedanční signál v místě velkých artérií (např. měření končetinových svodů), má L představovat délku arterie, kde došlo vlivem pulzní vlny k úbytku napětí [8].

Z naměřeného úbytků napětí U [V] a známého střídavého proudu I [A] je zjednodušeně vypočítána bioimpedance $Z(t)$ podle vztahu

$$Z(t) = \frac{U}{I} [\Omega]. \quad (1.5)$$

Při dvou-elektrodovém měření jsou použity pouze dvě elektrody viz obr. 1.6b. Proudové elektrody zde plní zároveň i funkci snímacích elektrod.

Díky tomu napájecí proud způsobuje úbytky napětí na elektrodách a tím ovlivňuje měření. Při této konfiguraci je také větší vliv přechodu elektroda-kůže, proto je čtyř-elektrodové zapojení výhodnější [8].

2. Využití bioimpedančního signálu

Následující kapitola obsahuje stručný popis čtyř hlavních metod využití bioimpedančního signálu pro lékařskou diagnostiku. Všechny zde uvedené metody jsou poměrně jednoduché a neinvazivní.

2.1 Kompoziční analyzátory

Kompoziční analyzátor je přístroj pro určení tělesné kompozice částí, nebo celého lidského těla. Využívá reálné i imaginární složky bioimpedance viz rovnice 1.2. Rezistance vyjadřuje převážně odpor vody v lidském těle. Reaktance naopak vypovídá o kapacitanci buněčných membrán [10].

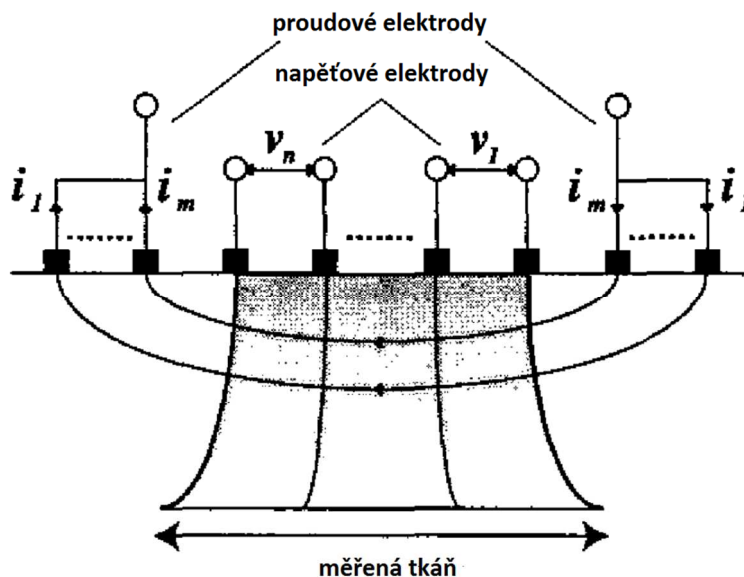
Přístroj je založený na faktu, že každý typ lidské tkáně má jiné impedanční vlastnosti. Např. tuk je považován za nevodivý. Z naměřené bioimpedance a informací o hmotnosti, výšce, anatomii, popřípadě objemu měřené části těla je možno vypočítat procentuální poměr jednotlivých tkání v organismu [10].

Pro větší přesnost provádí kompoziční analyzátory multifrekvenční impedanční analýzu, tj. k měření jsou použity více než dvě frekvence střídavého proudu, většinou v rozmezí desítek až stovek kHz [10].

2.2 Impedanční tomografie

Impedanční tomografie (EIT) je 2D nebo 3D zobrazení rozložení konduktivity v živých tkáních. Konduktivita neboli měrná elektrická vodivost se značí ρ a jednotkou je $[S \cdot m^{-1}]$. Je charakteristická pro každou látku (v našem případě tkáň) a říká nám, jak daná látka vede elektrický proud. Velikost konduktivity závisí i na teplotě a dalších fyziologických parametrech měřené tkáně [11][12].

Typický EIT systém se skládá z 8, 16, nebo 32 elektrod v kruhovém uspořádání. Mezi páry proudových elektrod protéká vysokofrekvenční střídavý proud. Napětíové elektrody slouží k měření rozdílných el. potenciálů, tedy k měření napětí. Elektrody se přikládají na povrch měřené části lidského těla viz obr. 2.1, metoda je tudíž neinvazivní [11] [13].



Obr. 2.1 Princip impedanční tomografie, upraveno[11].

El. napětí je v měřené oblasti rozloženo v závislosti na konduktivitě jednotlivých tkání. Naměřené hodnoty jsou pak softwarově zpracovány a vzniká výsledný obraz. Čím více elektrod je použito, tím je větší prostorová rozlišovací schopnost [12] [13].

Z impedanční tomografie vychází metoda EITS neboli impedanční spektroskopie. Tato metoda provádí měření EIT s několika frekvencemi střídavého proudu. Tím je dosaženo většího kontrastu [13].

2.3 Impedanční pletysmografie

Pletysmografie je označení pro soubor metod měřících objemové změny lidského těla. K těm dochází vlivem dýchání, nebo změny prokrvení. Výstupem je tzv. pletysmografická křivka, která vypovídá o stavu měřeného úseku krevního řečiště [8].

Impedanční pletysmograf využívá jak reálné tak i imaginární složky bioimpedančního signálu pro výpočet ΔV tj. objemu tkáně, měnícího se díky impedančním vlastnostem. Podle vzorce objeveného Janem Nyboerem v roce 1950,

$$\Delta V(t) = -\frac{\rho \cdot L^2}{Z_0^2} \cdot \Delta Z(t) \text{ [ml] [15],} \quad (2.1)$$

kde ρ je měrný odpor krve [$\Omega \cdot \text{cm}$], L je vzdálenost mezi snímacími elektrodami [cm], Z_0 je statická složka bioimpedance [Ω] a $\Delta Z(t)$ je pulzativní složka bioimpedance [Ω] [14][15].

Z této metody byl později odvozen Kubíčkův vzorec pro impedanční kardiografii.

2.4 Impedanční kardiografie

Impedanční kardiografie je neinvazivní metoda měření srdečního výdeje využívající hrudní bioimpedanci. Výhodou metody, je právě její neinvazivnost, díky které mohou být změřeni i pacienti, kterým jejich zdravotní stav invazivní zákrok neumožňuje [8].

Srdeční výdej označuje množství krve, které vypudí levá komora za minutu, nebo také množství krve, které srdce za minutu přečerpá, v klidu se pohybuje kolem $5\text{--}5,5 \text{ l}\cdot\text{min}^{-1}$ [16]. Vypočítá se jako násobek tepového objemu a tepové frekvence. Tepový objem SV (stroke volume) je možno vypočítat Kubičkovou metodou a to podle vztahu,

$$SV = \rho \cdot \frac{L^2}{Z_0^2} \cdot \left| \frac{dZ}{dt} \right| \cdot t \text{ [ml] [4]}, \quad (2.2)$$

kde ρ značí měrný odpor krve (asi $150 \text{ }\Omega\cdot\text{cm}$, [4]), L je vzdálenost mezi elektrodami [cm], Z_0 je statická impedance hrudníku [Ω], t je čas ejekční fáze levé komory [s] a dZ/dt je maximální hodnota derivace impedance během začátku systoly [$\Omega\cdot\text{s}^{-1}$]. Díky absolutní hodnotě je tato derivace vždy kladná, proto je možné tepový objem počítat jak z naměřeného bioimpedančního signálu, tak i z převráceného signálu. Kubičkův vzorec byl díky snahám o zvýšení přesnosti mnohokrát modifikován. Nevýhodou tohoto výpočtu tepového objemu je závislost na statické složce bioimpedance. Jak již bylo zmíněno v kapitole 1.2 Z_0 souvisí s anatomickou stavbou konkrétní měřené osoby, proto metoda není u všech pacientů stejně přesná [4] [8].

2.5 Výpočet rychlost šíření pulzní vlny

Rychlost šíření pulzní vlny se využívá k určení stavu cévního systému. Podmínkou jejího výpočtu je změření bioimpedance alespoň na dvou různých místech lidského těla (změření minimálně dvou kanálů bioimpedance).

Tato metoda bude podrobně rozepsána v následující kapitole.

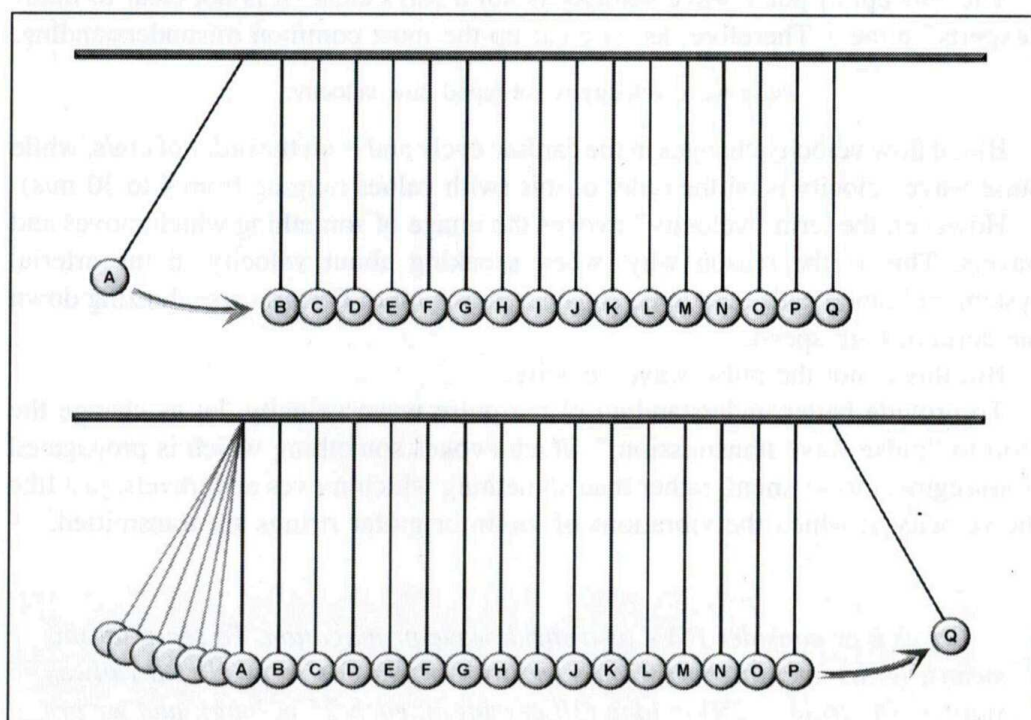
3. Výpočet rychlosti šíření pulzní vlny

Tato kapitola se zabývá teoretickou problematikou výpočtu rychlosti šíření pulzní vlny. Ve své druhé části se věnuje vlivu zdravého a ztuhlého cévního systému na pulzní vlnu.

3.1 Princip šíření pulzní vlny

Rychlost šíření pulzní vlny je často zaměňována s rychlostí toku krve. Tyto termíny spolu velmi úzce souvisí, nejsou však totožné.

Pulzní vlnu můžeme přirovnat k Newtonově houpačce viz obr. 3.1. Každá kulička dostane kinetickou energii od předchozí kuličky, tuto energii vzápětí předává dál další kuličce v pořadí. Tento přenos je okem špatně patrný. Jakmile energie dorazí k poslední kuličce ta ji nemá komu předat a proto ji spotřebuje. To se projeví jejím vyšvihnutím [17]



Obr. 3.1 Newtonova houpačka [17].

Pro názornou představu šíření pulzní vlny je veškerá krev v tepně rozdělena do několika segmentů. Každý segment obsahuje průměrně 80 ml krve [16], tj. množství vypuzené levou komorou při jednom srdečním cyklu do aorty neboli systolický (tepový) objem. Následující systolický objem „naráží“ do krve vypuzené v předcházejícím srdečním cyklu a předává jí

svoji energii. Tato energie se dále přesouvá ze segmentu na segment podobným principem, jako u Newtonovy houpačky viz obr. 3.1. **Právě tento způsob „posouvání“ objemů krve a předávání energie je označován jako šíření pulzní vlny** [17].

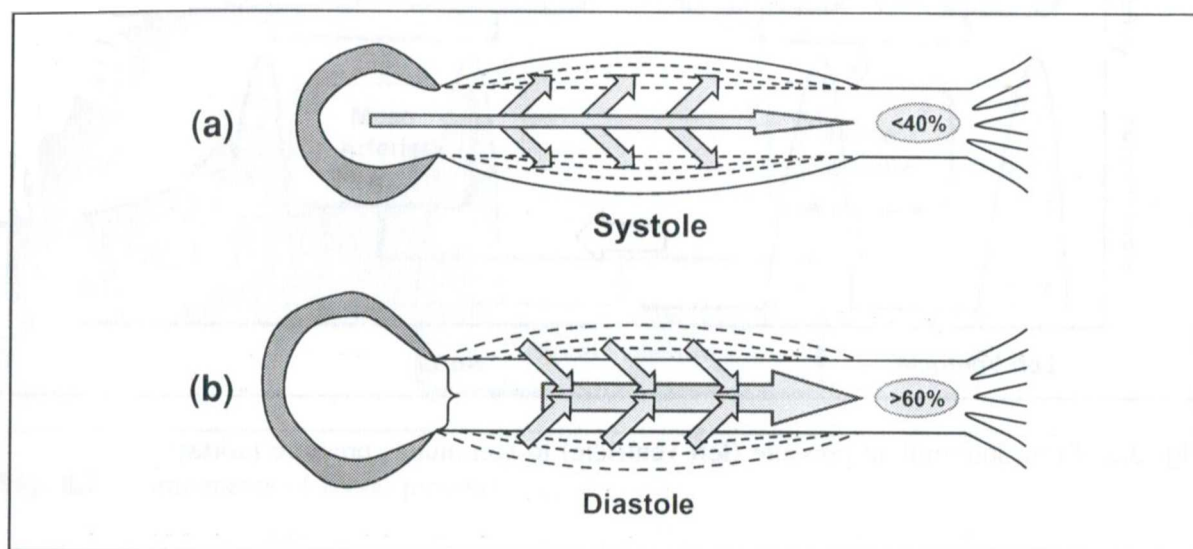
3.2 Šíření pulzní vlny ve velkých artériích

Pro přesné pochopení principu šíření pulzní vlny je třeba nejdříve uvést základní vlastnosti zdravého cévního systému.

Stěny cév jsou (kromě nejtenčích kapilár) složeny ze tří vrstev a to vnitřní (tunica intima) střední (tunica media) a vnější (tunica adventitia). Vnitřní vrstva je vždy tvořena endotelovými buňkami. Struktura a zastoupení jednotlivých vrstev se u různých cév mění v závislosti na jejich fyziologické funkci [16].

Tepny neboli artérie jsou cévy, jimiž proudí okysličená krev do cílových orgánů. Základní je zde uspořádání střední vrstvy. Ta obsahuje převážně hladké svalstvo. Její kostra je tvořena elastickými membránami, mezi nimiž procházejí vlákna hladkých svalů, která jsou obtočena kolagenními vlákny. Toto pružinové uspořádání je velmi důležité pro neustálé mechanické namáhání tepen, tj. pro šíření pulzní vlny. Díky zmíněné struktuře se artérie mohou neustále periodicky roztahovat a smršťovat a odolávají i vysokému krevnímu tlaku [16].

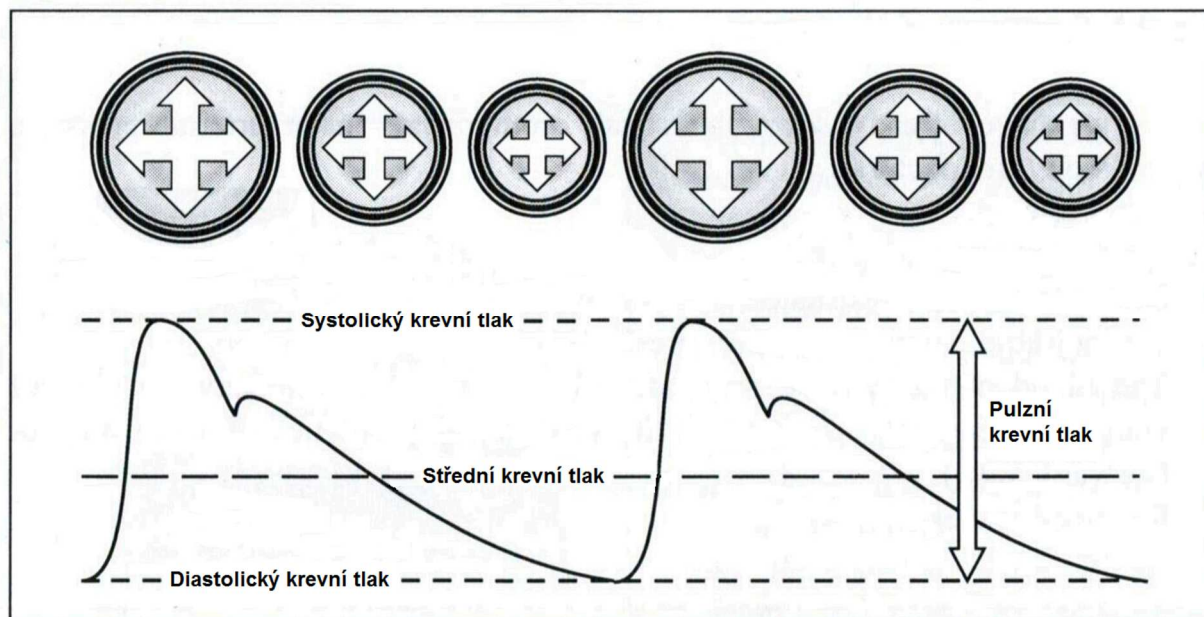
Šíření pulzní vlny ve velkých zdravých tepnách může být demonstrováno na aortě viz obr. 3.2.



Obr. 3.2 Šíření pulzní vlny ve zdravé aortě [17].

V systole je více než 60 % tepového objemu uloženo v artériích, zatímco zbytek krve protéká rovnou do periferie. To má za následek zvětšení průřezu tepen viz obr. 3.2a [16].

Naopak v diastole mají tepny díky své elasticitě tendenci se zúžit zpět na svůj původní průřez. Tímto mechanismem je krev uložená v tepnách vytlačena do periferie viz obr. 3.2b [16].



Obr. 3.3 Rozdílné průřezy velkých arterií během srdečního cyklu. Střední krevní tlak - aritmetický průměr krevního tlaku během jednoho srdečního cyklu, pulzní tlak - rozdíl mezi systolicým a diastolickým krevním tlakem, upraveno [17].

3.3 Vliv patologií na šíření pulzní vlny

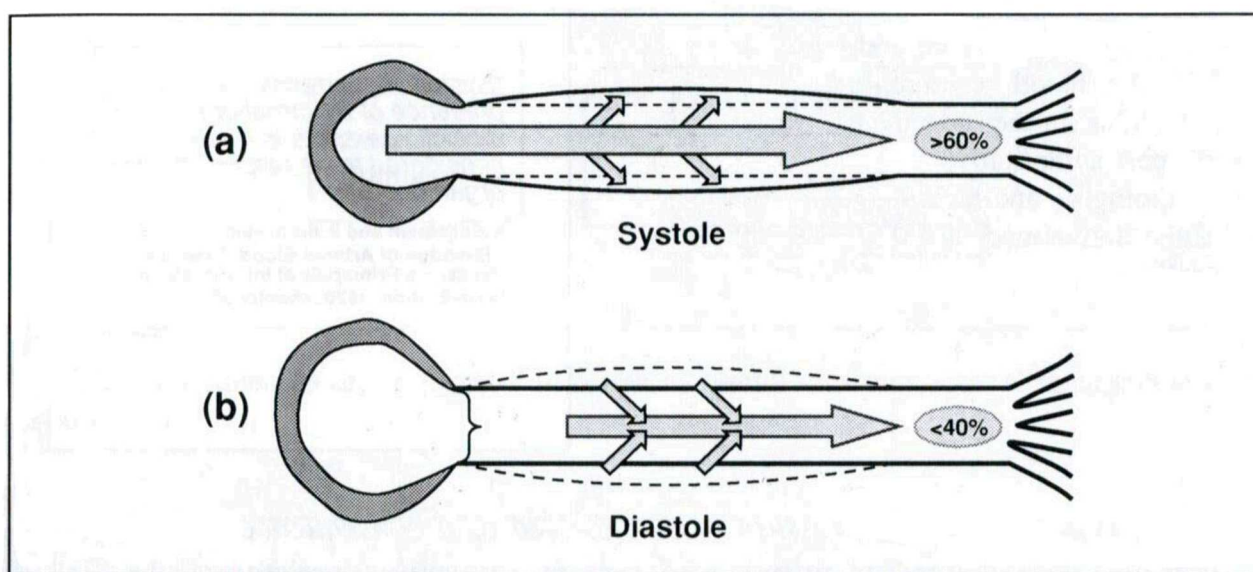
Cílem výpočtu rychlosti šíření pulzní vlny je odlišit zdravý a poškozený cévní systém. To je možné, protože šíření pulzní vlny v tepnách úzce souvisí s jejich mechanickými a elastickými vlastnostmi a ty souvisí se zdravotním stavem cévního systému.

V dnešní době je nejčastěji diagnostikovaným degenerativním onemocněním cév **ateroskleróza**. Jedná se o dlouhodobě probíhající patologický proces měnící strukturu cévní stěny. Díky těmto patologickým změnám se tepny stávají ztuhlé, méně elastické a zmenšují svůj vnitřní průměr. V pokročilém stádiu nemoci u některých pacientů hrozí uvolnění části aterosklerotického plátu, ten pak koluje krevním oběhem a může se zachytit kdekoliv v krevním řečišti. To vede k částečnému, nebo úplnému ucpání příslušné cévy. Tímto mechanismem často dochází k ischemii, mozkové trombóze, nebo infarktu myokardu [19] [20].

Arteriální hypertenze není přímé onemocnění cévního systému, ale má za následek postupné poškození cév v důsledku jejich přílišného namáhání. Jako hypertenzi označujeme stavy, kdy krevní tlak v tepnách překročí hodnotu 140/90 mmHg [19]. Jedná se o uměle stanovenou hranici, ve skutečnosti je tato hodnota individuální pro každý lidský organismus.

K překročení této hranice může dojít pouze dvěma způsoby a to zvýšením množství protékající krve, nebo zvýšením odporu cévního řečiště. Samozřejmě oba tyto faktory mohou působit současně [19].

Jak již bylo řečeno, viskoelastické změny velkých artérií ovlivňují šíření pulzní vlny. Nejčastěji se jedná o zvýšení tuhosti a tím snížení elasticity tepen. V takovém případě je ve fázi systoly více než 60 % vypuzeného ejekčního objemu vytlačeno rovnou do periferie viz obr. 3.4a a pouze necelých 40 % krve zůstává uskladněno v tepně. Těchto necelých 40 % je vytlačeno do periferie v diastole viz obr. 3.4b. Obecně tedy u zdravých artérií odtéká rovnou do periferie menší množství krve než u ztuhlých. Z toho vyplývá, že viskoelastické změny cévního systému se projevují zrychlením toku krve [16].



Obr. 3.4 Šíření pulzní vlny v aortě postižené aterosklerózou [16].

3.4 Výpočet rychlosti šíření pulzní vlny

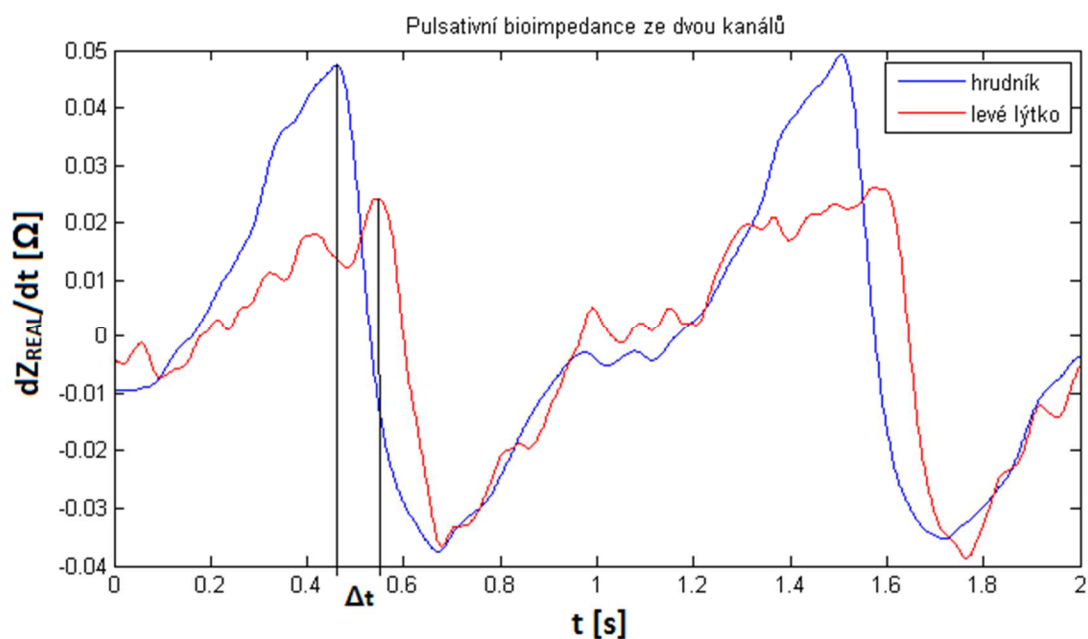
Následující odstavce popisují výpočet rychlosti šíření pulzní vlny bioimpedanční metodou. Základním požadavkem je časově synchronizovaný bioimpedanční signál minimálně ze dvou kanálů.

Z obou naměřených posloupností komplexních čísel je digitálně vybrána pouze reálná část, ta je následně převrácena, tj. vynásobena (-1) a poté derivována. Pulzativní složka je oddělena filtrací pásmovou propustí. Posledním krokem je detekce peaků [7] [22].

Samotný výpočet je velmi jednoduchý a to podle vztahu,

$$PWV = \frac{\text{vzdálenost}}{\text{časové zpoždění}} [\text{m}\cdot\text{s}^{-1}] [7], \quad (3.1)$$

kde PWV je rychlost šíření pulzní vlny v místě mezi měřenými kanály. Vzdálenost [m] je tudíž vzdálenost mezi měřicími elektrodami obou kanálů. Ta má představovat skutečnou délku tepny, na níž se měření provádí. Je možné ji přesně určit použitím medicínských zobrazovacích systémů, např. metodou angiografie, čehož se v praxi kvůli nákladnosti nevyužívá. Časové zpoždění [s] je čas průchodu pulzní vlny mezi oběma kanály. Je získáno jako časový rozdíl peaků v upravených bioimpedančních signálech viz obr. 3.5. Vypočítá se jako rozdíl počtu vzorků mezi oběma maximy krát vzorkovací frekvence f_{vz} [Hz] [7] [22].



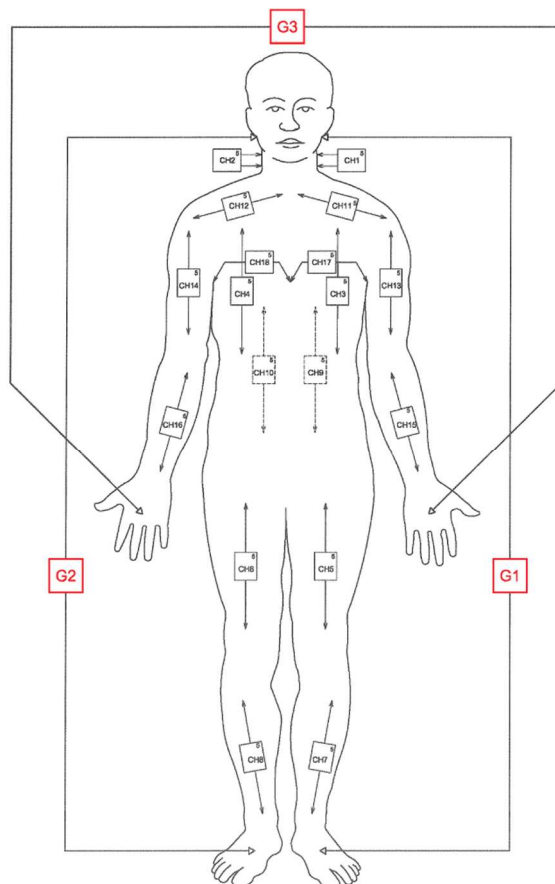
Obr. 3.5 Princip výpočtu časového zpoždění Δt [s], dZ_{REAL}/dt je derivace převrácené hodnoty reálné složky bioimpedančního signálu.

4. Akvizice dat

Data byla naměřena v laboratoři FNUSA-ICRC (Fakultní nemocnice u sv. Anny v Brně – Mezinárodní centrum klinického výzkumu). Každé měřené osobě bylo pomocí vícekanálového impedančního monitoru snímáno 18 kanálů bioimpedance, dále Peňázovou metodou kontinuálně měřen krevní tlak a 12 svodové EKG. Frekvence všech zpracovávaných signálů byla 500 Hz. Bioimpedanční signál byl snímán s vyšší frekvencí a následně decimován, Ostatní signály byly měřeny přímo s frekvencí 500 Hz.

4.1 Měřicí přístroj

Měření bylo provedeno na vícekanálovém impedančním monitoru [21] (certifikace 12/2009, vynálezci Vondra a kol., Brno) aktuálně používaném pouze ve Fakultní nemocnici u svaté Anny v Brně pro diagnostiku stavu cévního systému. Přístroj využívá tři vysokofrekvenčních proudových zdrojů o frekvencích 49, 50 a 51 kHz, na obr. 4.1 označených, jako G1, G2 a G3 pro snímání 18 kanálů bioimpedance. Obrazovka monitoru je uvedena v příloze A.2.



Obr. 4.1 Schéma zapojení zdrojů proudu vícekanálového impedančního monitoru, upraveno [21].

4.2 Měřicí protokol

Měřicí protokol viz příloha A.1 se skládal z šesti dechových manévrů a nakloněné roviny. Byla měřena pouze část REC1. Hlavička obsahovala datum měření, ID a datum narození, aktuální váhu, výšku a rozpětí rukou měřené osoby.

Charakteristiky manévrů

- Při **zadržení dechu** (breath hold) se pacient hluboce nadechl a zadržel dech po dobu, dokud to bylo možné, maximálně 30 sekund.
- **Spontánní dýchání** (spontaneous breathing, spont) znamená, že pacient klidně dýchá frekvencí, která je mu přirozená.
- **Valsalvův manévr** (Valsava) byl proveden jako usilovný výdech skrz náustek s definovaným odporem. Tím dochází k vytvoření přetlaku v plicích, konkrétně +50 cmH₂O.
- **Müllerův manévr** (Mueller) byl proveden jako usilovný nádech přes náustek s definovaným odporem. Tím dochází k vytvoření podtlaku v plicích, konkrétně -50 cmH₂O.
- Při **řízeném dýchání** (paced breathing) se pacient snaží dýchat podle pohybujícího se světla na monitoru. Frekvence byla nastavena na 0,1 Hz, to znamená 6 dechových cyklů za minutu.
- Při **nakloněné rovině** (tilt) ležel pacient stále na zádech na lůžku, přičemž bylo lůžko nakloněno o cca 70° viz příloha A.3.

Slova v závorkách uvádí označení v měřicím protokolu viz obr. 4.4.

Vlastní měření

Na začátku byly změřeny výška, váha a rozpětí rukou pacienta. Dále byla zapsána anamnéza, zatímco byly na pacienta nalepovány jednorázové elektrody viz obr. 4.2 a krejčovským mětrem změřeny vzdálenosti elektrod od srdce.



Obr. 4.2 Rozmístění impedančních elektrod.

Subjekty při měření ležely na lůžku na zádech viz obr. 4.3. Měřicí protokol viz obr. 4.4 byl složen následovně: zadržení dechu, 2x Valsalvův manévr, 2x Müllerův manévr, řízené dýchání, nakloněná rovina a 10 minut klidu. Každý manévr byl proložen dvěma minutami spontánního dýchání. Vlastní měření trvalo kolem 40 minut.

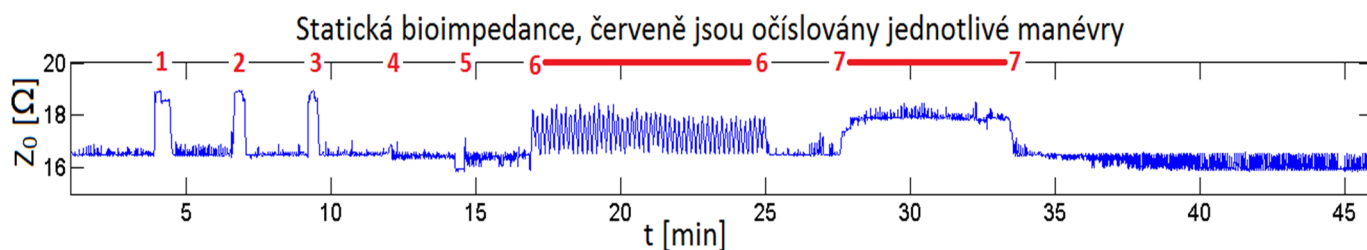


Obr. 4.3 Vlastní měření, autor fotografie: FNUSA, ICRC, Brno.

spontaneous breathing	120
breath hold	30
spont	120
Valsalva	15
spont	120
Valsalva	15
spont	120
Mueller	15
spont	120
Mueller	15
spont	120
paced breathing 0.1Hz	300
supine, spont	120
tilt, spont	300
supine, spont	600

Obr. 4.4 Měřicí protokol, sloupec napravo udává počet sekund trvání manévru, nalevo jsou jednotlivé manévry.

Průběhy jednotlivých manévrů jsou v uvedeném pořadí označené na obr. 4.5, kde je možno vidět jejich vliv na statickou bioimpedanci.

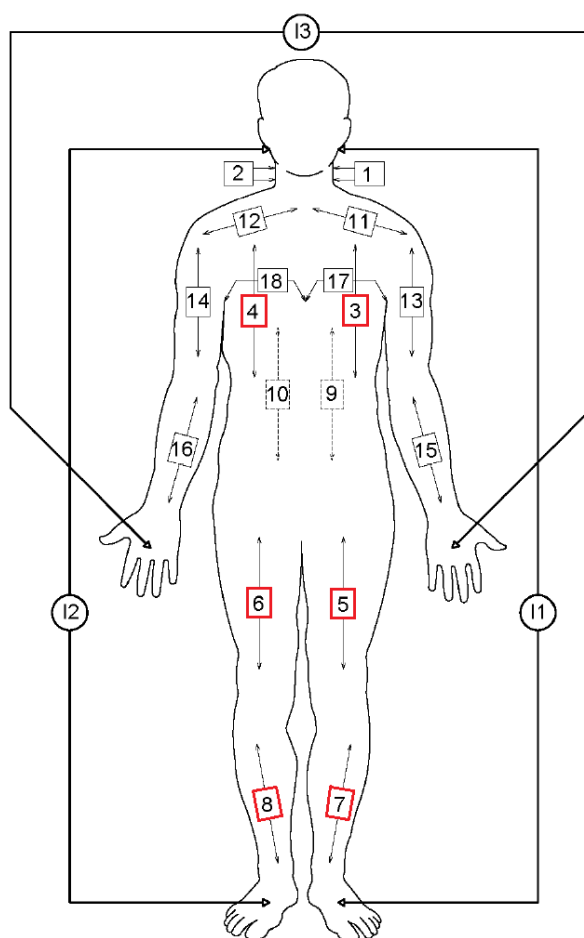


Obr. 4.5 Vliv manévrů na statickou bioimpedanci.

5. Detekce významných bodů v bioimpedančním signálu

Tato kapitola popisuje vytvořený algoritmus pro detekci maxim v bioimpedančním signálu a statistické vyhodnocení včetně jeho interpretace.

Program byl automatizován pro 10 pacientů a kompletně navržen v prostředí MATLAB. Zpracovávány byly signály ze šesti svodů bioimpedance a to konkrétně hrudní svody 3 a 4, dále končetinové svody 5, 6, 7, 8 viz obr. 5.1.



Obr. 5.1 Umístění svodů bioimpedance na těle pacienta.

5.1 Zpracování bioimpedančního signálu

Navržený algoritmus se skládal ze tří částí. První část sloužila k předzpracování a filtraci bioimpedančního a tlakového signálu. Druhá část hledala veličinu, která nejlépe koreluje s vektorem vzdáleností poloh maxim bioimpedance od R-vlny EKG. Ve třetí části byly vytvořeny tři algoritmy pro detekci maxim v pulzativní bioimpedanci.

5.1.1 Předzpracování signálů

Jedná se o předzpracování pouze tlakové a bioimpedanční křivky. EKG křivka nebyla zpracovávána, protože u všech deseti měřených subjektů byly již k dispozici detekované pozice R vln v EKG.

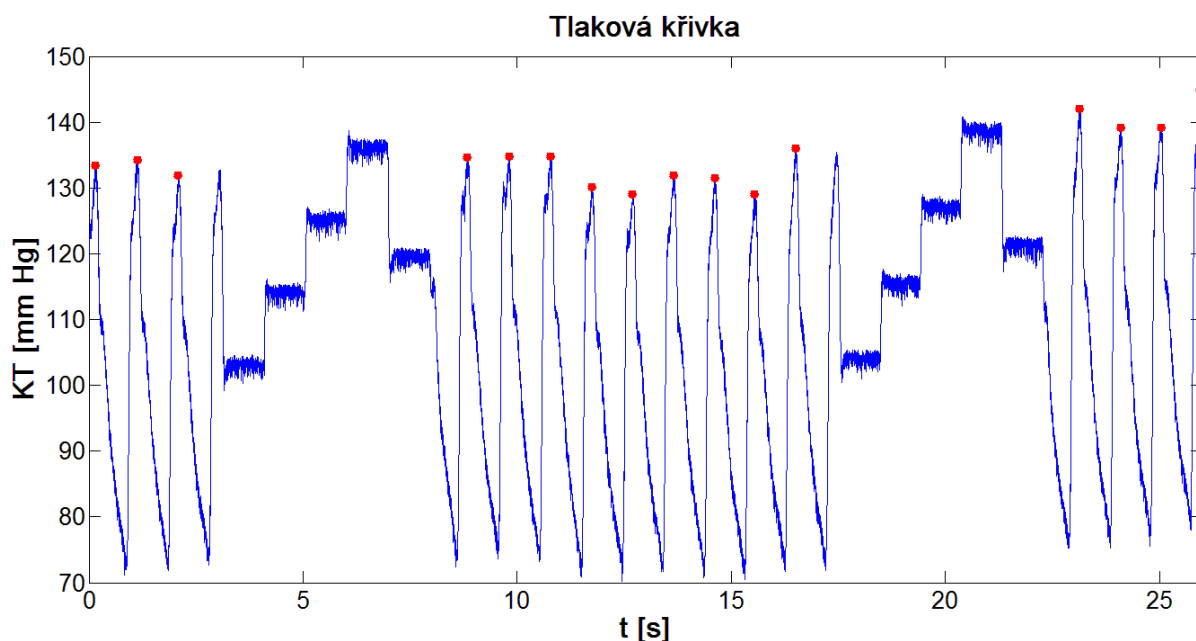
Předzpracování tlakové křivky

Kontinuální tlaková křivka byla naměřena Peňázovou metodou ze senzoru na konečku prstu. Nejdůležitějším krokem bylo odstranění vlivu kalibrace. Kalibrace nastávala v libovolně dlouhých intervalech a v libovolnou dobu. Vstupem pro funkci vylučující vliv kalibrace byla pouze tlaková křivka a pozice R vln v EKG. Výstupem bylo minimálně 5 vektorů.

První část funkce vytvořila z tlakové křivky a pozic R vln v EKG čtyři vektory. Vektor systolického tlaku byly hodnoty maxim tlakové křivky mezi pozicemi R vln. Diastolický tlak představovaly minimální hodnoty z tlakové křivky mezi pozicemi R vln. Vektor středního tlaku byl průměr z tlakové křivky opět mezi příslušnými pozicemi R vln a pulzní tlak byl vypočítán jako systolický minus diastolický.

Druhá část funkce sloužila k odstranění hodnot postižených kalibrací z předcházejících čtyř vektorů. Na tlakovou křivku byl nejdříve aplikován mediánový filtr, pro potlačení extrémních hodnot. Dále byly ve for cyklu porovnávány úseky 200 vzorků, pokud maximum mínus minimum z těchto úseků bylo menší než 0,4, byl úsek označený jako ovlivněný kalibrací. Tímto způsobem byly získány hrubé informace o pozicích kalibrace. Následoval druhý cyklus, který v souvislosti na pozice R vln v EKG detekoval hodnoty systolického a diastolického tlaku. Pomocí porovnávání těchto hodnot se shodnými pozicemi ve vektoru systolického a diastolického tlaku získaných v první části bylo přesně vyhodnoceno, které detekce jsou postižené kalibrací. Nakonec byly tyto detekce pouze smazány ze všech čtyř vektorů vytvořených v první části funkce. Vektor indexů těchto špatných detekcí byl poslední výstupní proměnnou funkce na odstranění kalibrace z tlakové křivky.

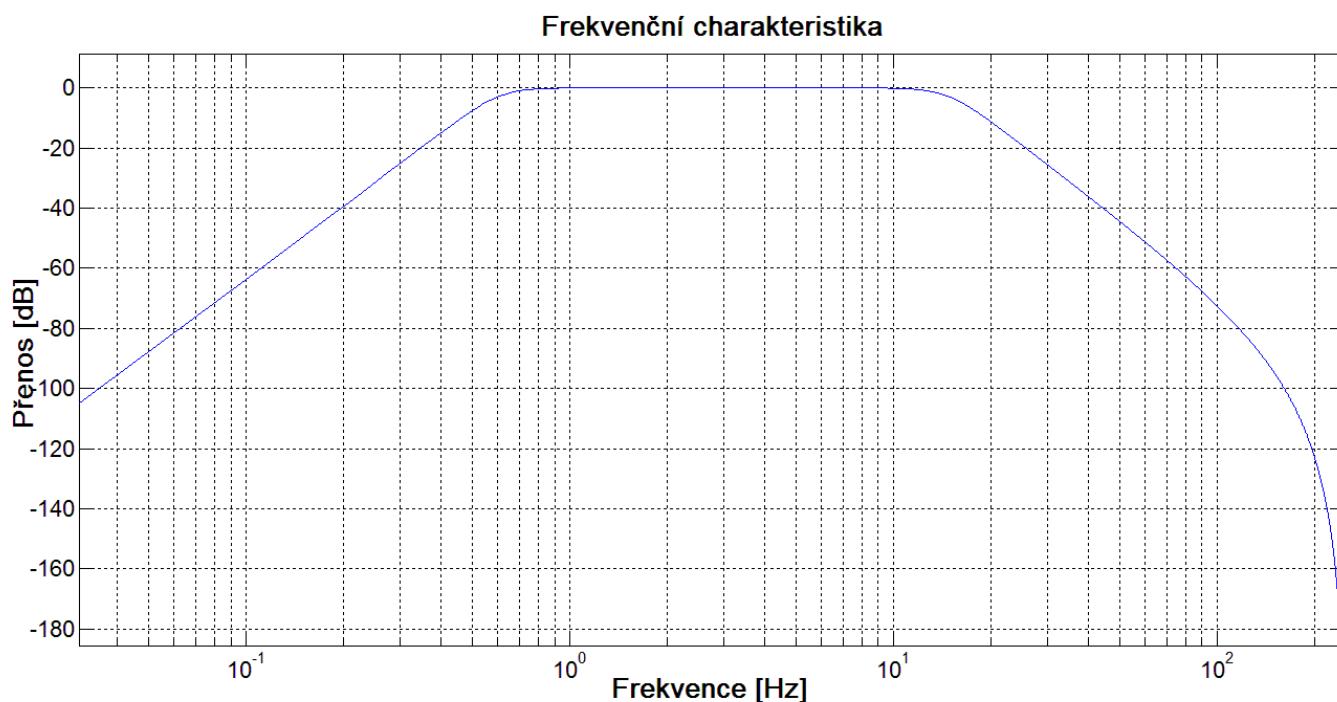
Výsledek je vykreslen na obr. 5.2, vidíme 25 sekund kontinuální tlakové křivky. Červenými body jsou označeny detekované systoly. Místa, kde detekce chybí byla vyloučena. Systola předcházející kalibraci má správnou hodnotu, ale jelikož diastolický, střední a pulzní krevní tlak v příslušném srdečním cyklu jsou znehodnoceny, musí být také vyloučena.



Obr. 5.2 Úsek tlakové křivky po vyloučení kalibrace.

Předzpracování pulzativní bioimpedance

Z naměřeného bioimpedančního signálu byla nejdříve příkazem *real()* vybrána pouze reálná složka. Následovala filtrace stabilní Butterworthovou IIR pásmovou propustí v oblasti 0,6 – 15 Hz pro získání pulzativní složky $\Delta Z(t)$. Koeficienty filtru byly vytvořeny funkcí *butter()*. Řád filtru byl 4, protože tato hodnota je dostatečně vysoká a zároveň nevytváří rozkmity ve frekvenční charakteristice viz obr 5.3. Samotná filtrace byla provedena funkcí *filtfilt()*, která eliminuje fázové zkreslení.

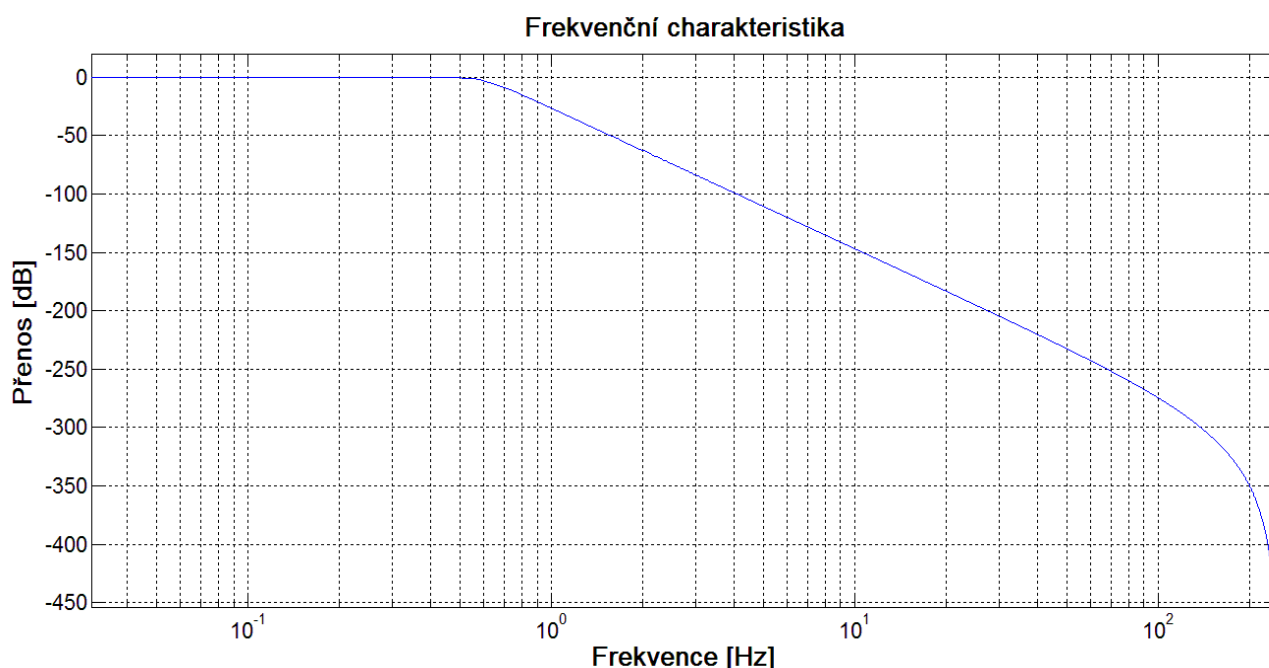


Obr. 5.3 Frekvenční charakteristika filtrace pulzativní bioimpedance.

Následně byl vyfiltrovaný signál převrácen tj. vynásoben (-1). V poslední části předzpracování byla aplikována funkce *diff()*, která provádí derivaci druhého řádu.

Předzpracování statické bioimpedance

Předzpracování statické bioimpedance se od předzpracování pulzativní složky lišilo pouze v nastavení parametrů filtru. Zde byla použita stabilní Butterworthovou IIR dolní propust v oblasti 0-0,6 Hz. Řád filtru byl 3, opět aby nedocházelo ke zvlnění frekvenční charakteristiky viz obr. 5.4.



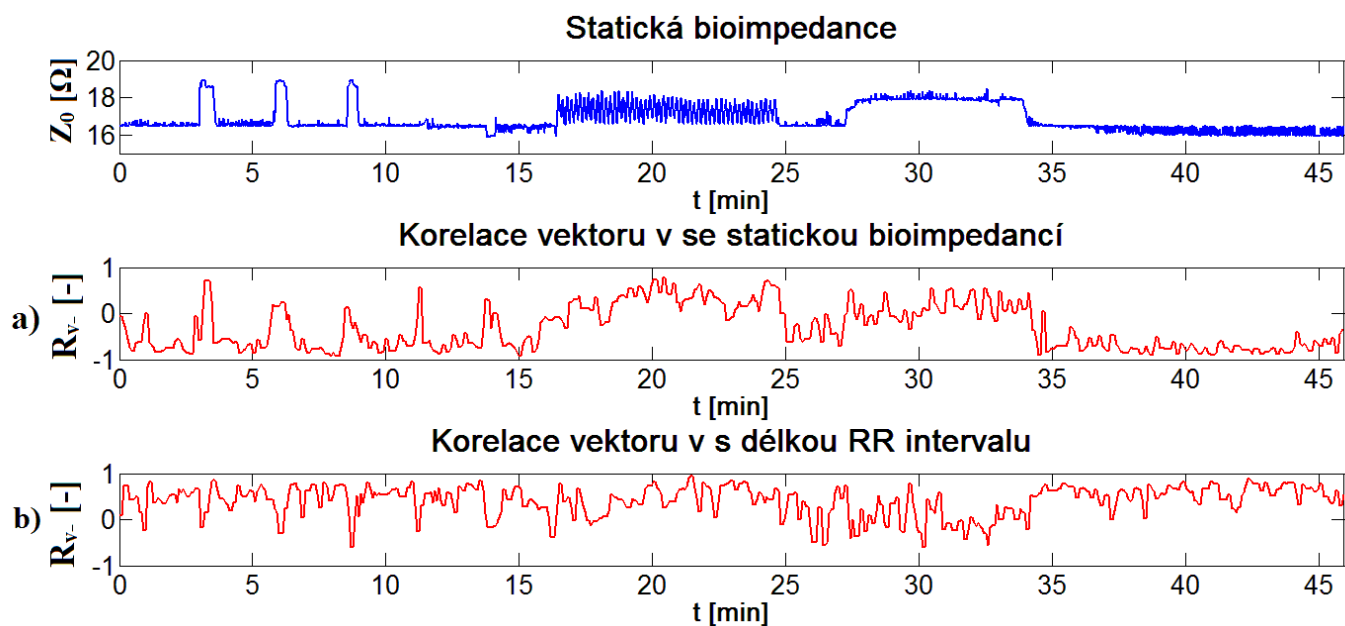
Obr. 5.4 Frekvenční charakteristika filtrace statické bioimpedance.

5.1.2 Kolerace

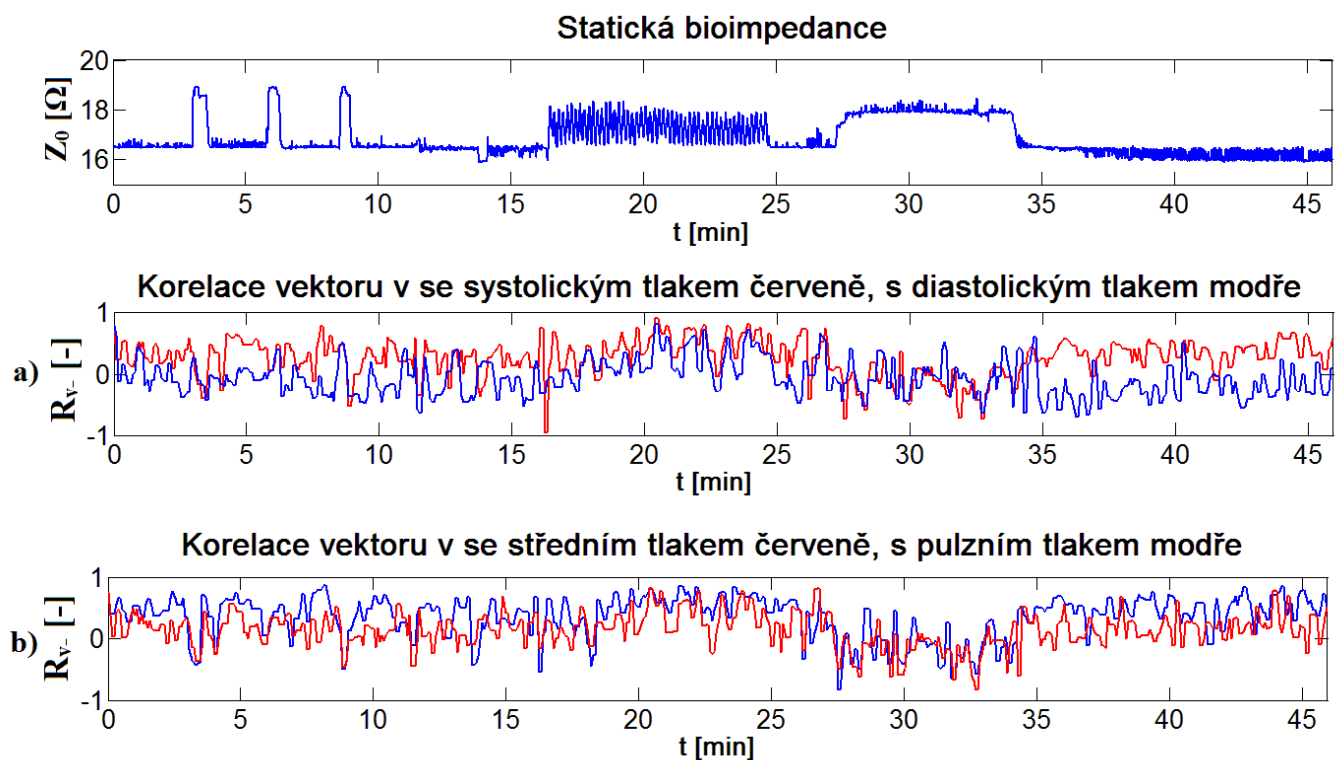
Druhá část algoritmu hledala veličinu, která nejlépe koreluje s vektorem \mathbf{v} [vzorky], tj. vektor vzdáleností poloh maxim bioimpedance od pozic R v EKG. Pozice maxim byly stanoveny metodou pevného okna a ručně zkontrolovány. Pozice R byly převzaty z ICRC. Mezi hledané veličiny patřila délka RR intervalu, statická bioimpedance (střední hodnota z úseku Z_0 v intervalu mezi pozicemi R vln). Dále systolický, diastolický, střední a pulzní krevní tlak, získané z tlakové křivky.

Korelační koeficient byl počítán cyklem for v klouzavém okně délky 8 vzorků funkcí *corrcoef()*. Posun oka po vstupních vektorech byl 5 vzorků.

Nejlépe korelující veličinou byla Z_0 , viz obr. 5.5a, proto byla tato veličina použita k nastavení třetího detekčního algoritmu.



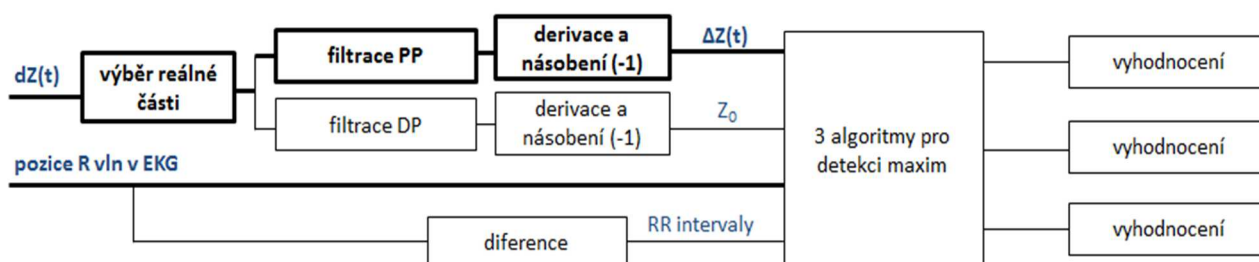
Obr. 5.5 Korelace s délkou RR intervalu a Z_0 .



Obr. 5.6 Korelace s tlakovými vektory.

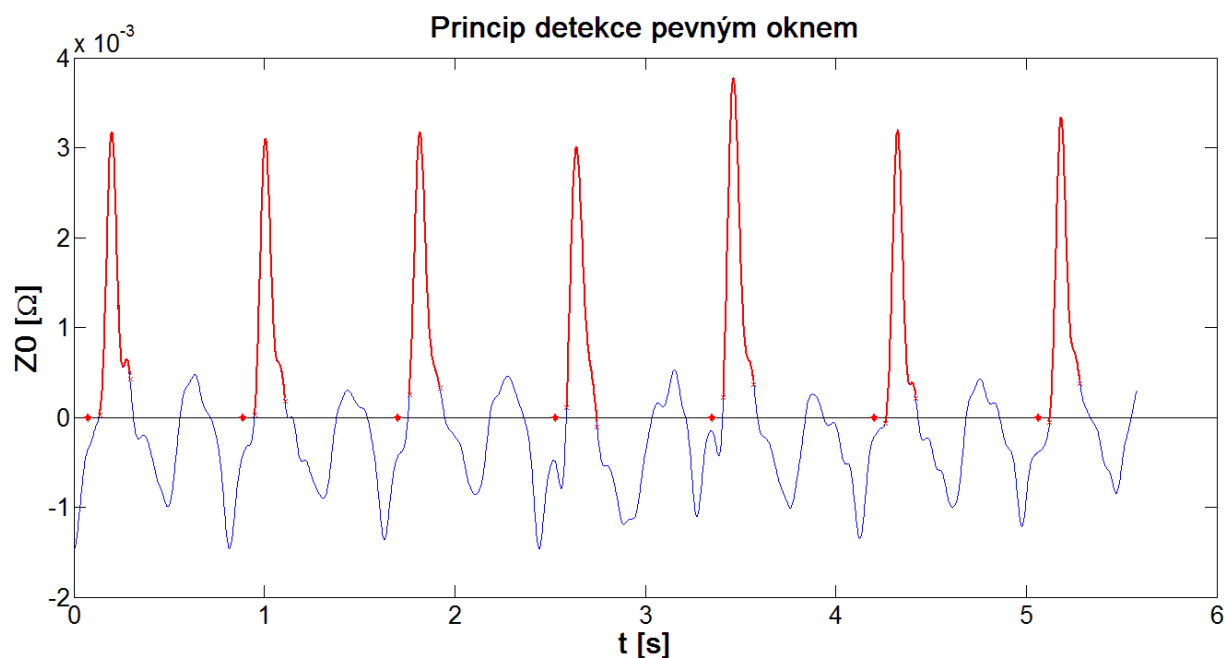
5.1.3 Detekce maxim v bioimpedanci

Pro hledání maxim v pulzativní bioimpedanci byly použity tři detekční algoritmy. Zjednodušené blokové schéma detekční části algoritmu je zobrazeno na obr. 5.7. Vidíme, že do každého detektoru vstupovala předzpracovaná a vyfiltrovaná pulzativní složka bioimpedančního signálu $\Delta Z(t)$ a pozice R vln v EKG viz tučná část schématu. Další vstupy byly různé pro konkrétní detektory.



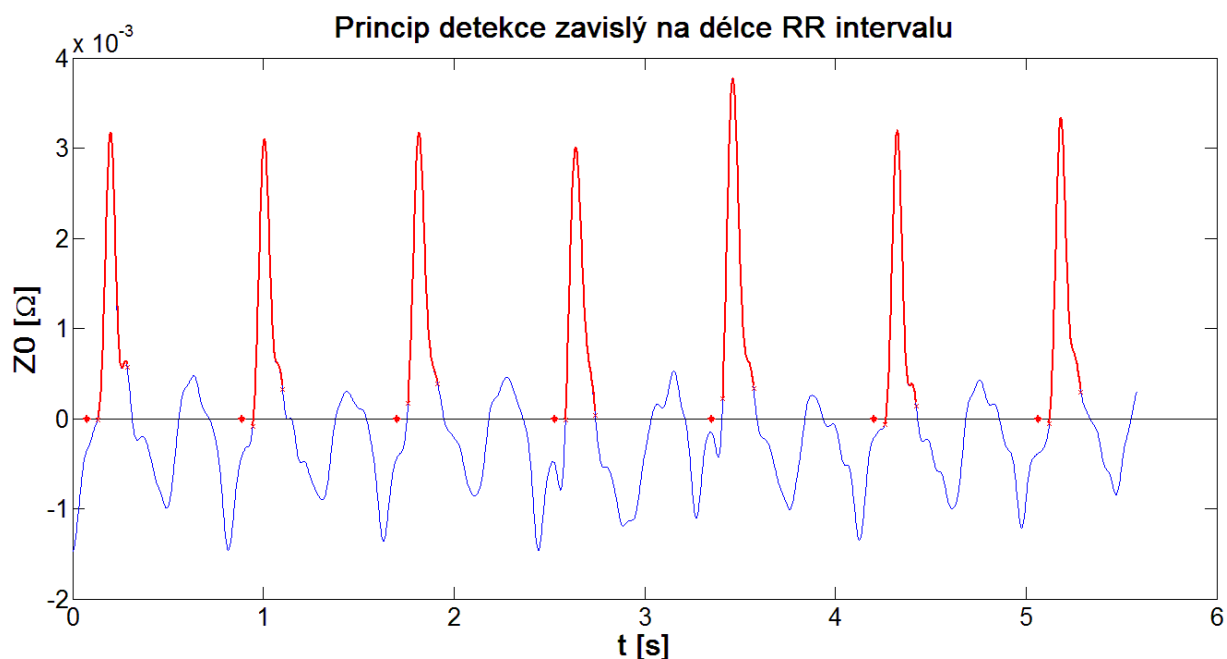
Obr. 5.7 Blokové schéma detekční části algoritmu.

- 1) Detektor závislý na pevném okně hledal maxima v pevném intervalu 30 až 110 vzorků za pozicí R vlny EKG viz obr. 5.8.



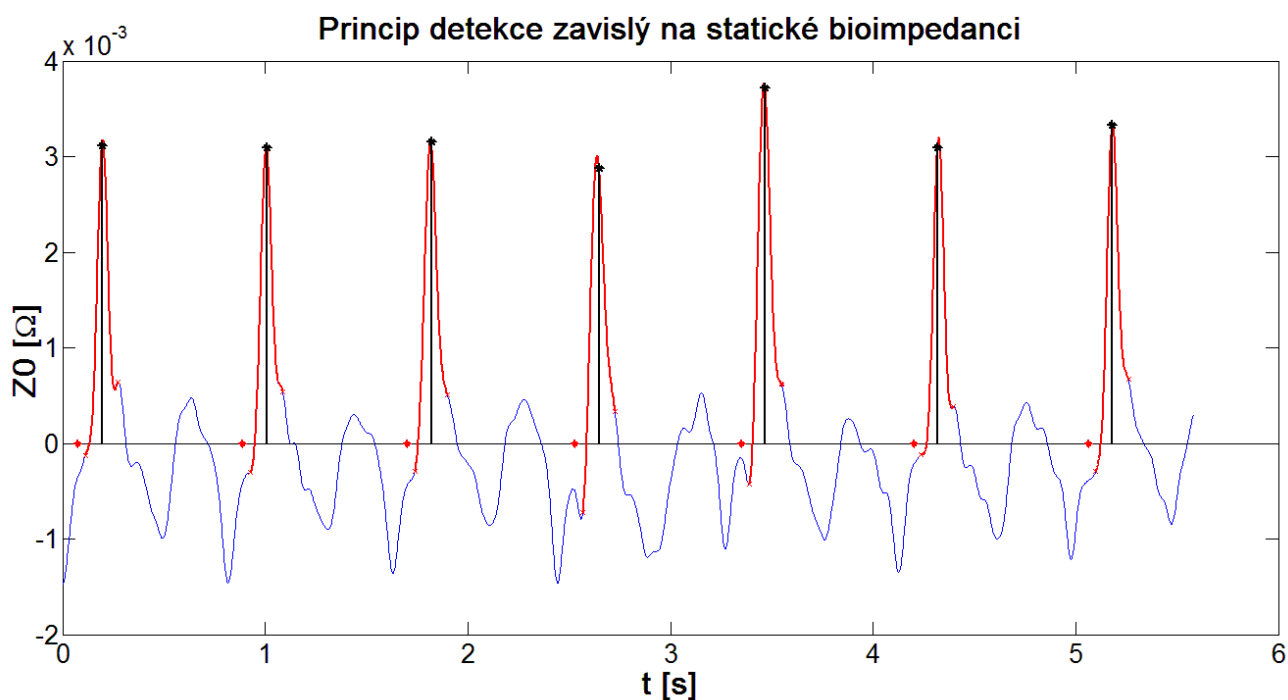
Obr. 5.8 Princip detekce pevným oknem, červené tečky znázorňují R pozice v EKG, červené části křivky znázorňují detekční intervaly.

- 2) Detektor závislý na délce RR intervalu hledal maxima v intervalu od 0,07 do 0,26 násobku RR intervalu EKG viz obr. 5.9.



Obr. 5.9 Princip detekce závislý na délce RR intervalu, červené tečky znázorňují R pozice v EKG, červené části křivky znázorňují detekční intervaly.

- 3) U třetího detektoru byl stanoven koeficient tak, aby po jeho vynásobení se statickou bioimpedancí byly získány předpokládané pozice maxim. Detekční okno bylo nastaveno jako interval ± 40 vzorků na obě strany od této pozice viz obr. 5.10. Tento algoritmus byl vytvořen na základě výsledku korelací vektoru \mathbf{v} a Z_0 , viz obr. 5.5a.



Obr. 5.10 Princip detekce závislý na statické složce bioimpedance, černé tečky znázorňují předpokládanou pozici maxima, červené části křivky znázorňují detekční interval.

Pro každý zpracovávaný svod bioimpedančního signálu byly různě nastaveny parametry detekce viz tab. 5.1.

Pevné okno bylo nastaveno tak, aby výsledné pozice maxima spadaly přibližně doprostřed, hranice byly vždy pro korespondující pravý a levý svod stejné.

Násobky délky RR intervalu byly stanoveny empiricky tak, aby detekce dosahovaly co nejlepších výsledků. Velikost detekčního okna byla vždy 0,19 násobek délky RR intervalu, což přibližně odpovídá velikostem detekčních oken zbylých dvou metod tj. 80 vzorků.

U koeficientu pro násobení Z_0 bylo nastavení nejkomplicovanější. Nejdříve byly u každého pacienta ze všech detekcí pevným oknem vytvořeny podíly vzdáleností pozic maxim v bioimpedanci od pozic R vln v EKG a Z_0 . Zprůměrováním těchto podílů byla získána pomocná hodnota. Ta byla empiricky nepatrně pozměněna, aby detekce vycházely co nejlépe. Pokud by byly k dispozici správné referenční hodnoty, nebylo by upravování koeficientu nutné.

Tab. 5.1 Nastavení parametrů detekčních algoritmů.

	pevné okno		okno závislé na délce RR intervalu		okno závislé na Z_0	
	od [vzorky]	do [vzorky]	násobek od [-]	násobek do [-]	koeficient [-]	+/- okno [vzorky]
SVOD 3	30	110	0,07	0,26	3,5636	40
SVOD 4	30	110	0,07	0,26	2,6272	40
SVOD 5	70	150	0,18	0,37	2,2691	40
SVOD 6	70	150	0,20	0,39	2,2564	40
SVOD 7	90	170	0,22	0,41	1,3732	40
SVOD 8	90	170	0,23	0,42	1,3508	40

Kompletní program byl automatizován pro 10 pacientů. Při spuštění for cyklus postupně načítal data od jednotlivých pacientů a výsledky ukládal do výstupní matice. Na závěr byl vytvořen Microsoft Excel soubor a funkcí *xlswrite()* byla výstupní matice zapsána do předvytvořeného .xls souboru.

5.2 Validace

Jelikož nebyly k dispozici žádné referenční hodnoty, vytvořené algoritmy bylo nutné hodnotit pomocí statistiky a to konkrétně za využití Grubbsova testu. Validační algoritmus byl vytvořen v prostředí MATLAB, kritická hodnota normálního rozdělení byla vypočtena pomocí funkce *tinvt()*.

5.2.1 Grubbsův test

Jedná se o statistickou metodu vyloučení extrémně odlehlých hodnot z normálního rozdělení. Na začátku jsou všechny hodnoty vzestupně seřazeny. Poté je první a poslední hodnota testována.

Ze všech hodnot je vypočten aritmetický průměr \bar{x} a směrodatná odchylka σ podle vzorců

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i \quad (6.1)$$

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \quad (6.2)$$

Kde n značí počet prvků v celém souboru a index i čísluje jednotlivé prvky, $i=1;2;3 \dots n$. Následně je pro první prvek x_1 seřazeného souboru vypočteno testovací kritérium T_1 podle vzorce

$$T_1 = \frac{\bar{x} - x_1}{\sigma} \quad (6.3)$$

Současně je pro poslední prvek x_n seřazeného souboru vypočteno testovací kritérium T_n podle vzorce

$$T_n = \frac{x_n - \bar{x}}{\sigma} \quad (6.4)$$

Nyní je potřeba vypočítat kritickou hodnotu T_{KRIT} podle vzorce

$$T_{KRIT} = \frac{(n-1) \cdot t_{KRIT}}{\sqrt{n \cdot (n-2 + t_{KRIT}^2)}} \quad (6.5)$$

Kde t_{KRIT} je kritická hodnota normálního rozdělení o počtu prvků $n-2$ na hladině spolehlivosti 0,01.

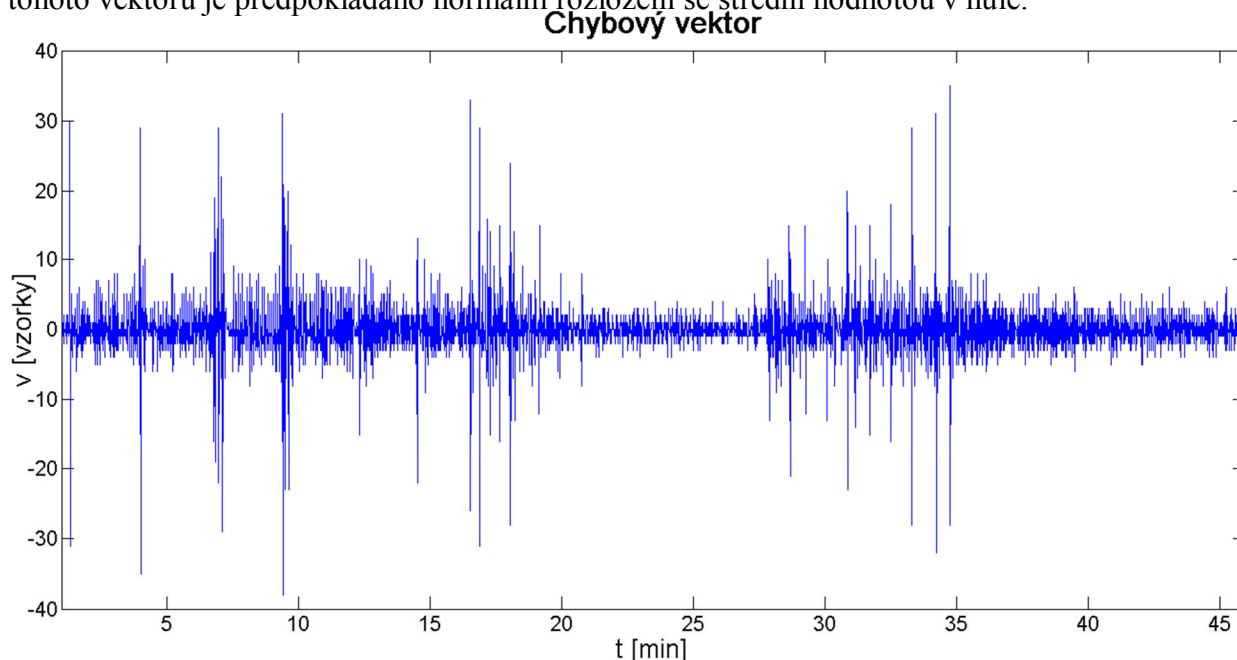
Je-li $T_1 \geq T_{KRIT}$ pak je prvek x_1 odlehlý a je vyloučen ze souboru.

Je-li $T_n \geq T_{KRIT}$ pak je prvek x_n odlehlý a je vyloučen ze souboru.

Pokud je vyloučen alespoň jeden prvek, je kompletní Grubbsův test prováděn opakovaně, veškeré výpočty (rovnice 6.1 až 6.5) jsou přepočteny pro nový soubor dat. Test končí, až nedojde k vyloučení žádného prvku.

5.2.2 Výsledky validace

Pro každého pacienta a každý detektor byl vytvořen chybový vektor c [vzorky], jako rozdíl délek RRintervalů EKG a intervalů pozic detekovaných maxim v $\Delta Z(t)$ viz obr 5.11. U prvků tohoto vektoru je předpokládáno normální rozložení se střední hodnotou v nule.



Obr. 5.11 Chybový vektor.

Nejprve byl spočítán počet prvků, průměr a směrodatná odchylka z c , viz tabulky 5.2–5.7. V dalším kroku byly pomocí Grubbsova testu vyloučeny extrémní hodnoty a opět byl vypočítán průměr a směrodatná odchylka nového chybového vektoru. Nakonec program vypočítal průměrnou vzdálenost poloh maxim v bioimpedanci od poloh R vln v EKG a směrodatnou odchylku těchto vzdáleností viz poslední dva sloupce tabulek 5.2–5.7.

Tímto způsobem byla pro každý zpracovávaný svod bioimpedance vyhodnocena všechna 3 detekční okna. Každá z následujících tabulek obsahuje zprůměrované hodnoty od deseti pacientů. Kompletní výsledky pro jednotlivé pacienty jsou uvedeny v příloze B.

Tab. 5.2 Validace pro svod 3.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
Použitá metoda	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
pevné okno	3006	-0,0026	5,7787	1,17	0,0007	4,4120	61,1178	6,8871
RR interval	3005	-0,0018	5,7890	1,21	0,0011	4,3697	61,0609	6,8531
Z_0	3005	-0,0018	6,0644	1,14	-0,0016	4,7044	60,8421	6,9380

Tab. 5.3 Validace pro svod 4.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
Použitá metoda	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
pevné okno	3006	-0,0029	6,6223	1,35	0,0081	4,9690	63,1885	8,0193
RR interval	3005	-0,0015	6,4587	1,32	0,0045	4,7901	63,2270	7,8478
Z ₀	3005	-0,0015	6,8159	1,39	0,0157	5,0888	63,0261	8,0559

Tab. 5.4 Validace pro svod 5.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
Použitá metoda	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
pevné okno	3006	-0,0018	9,8399	1,01	0,0005	8,5330	111,9030	9,0114
RR interval	3005	-0,0016	11,2608	1,91	0,0242	8,2044	111,5035	11,1805
Z ₀	3005	-0,0017	10,3700	1,31	0,0420	8,4997	114,0892	9,2064

Tab. 5.5 Validace pro svod 6.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
Použitá metoda	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
pevné okno	3006	-0,0046	8,4034	1,27	-0,0058	6,8621	111,7169	7,9974
RR interval	3005	-0,0004	10,3419	1,62	-0,0258	7,2626	113,3594	10,1730
Z ₀	3005	-0,0014	8,3610	1,13	0,0056	6,5904	112,8819	7,8064

Tab. 5.6 Validace pro svod 7.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
Použitá metoda	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
pevné okno	3006	0,0017	7,2733	1,07	0,0450	5,8591	126,1845	7,8935
RR interval	3005	0,0021	8,9752	2,15	0,0126	5,4230	126,0323	10,2818
Z ₀	3005	-0,0004	9,3311	1,43	0,0318	6,9830	128,4361	8,9579

Tab. 5.7 Validace pro svod 8.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
Použitá metoda	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
pevné okno	3006	-0,0039	5,7372	0,66	-0,0042	4,8795	126,1991	7,2588
RR interval	3005	0,0000	8,3242	1,41	-0,0091	4,9037	127,2924	9,8987
Z ₀	3005	-0,0003	9,2502	0,70	0,0034	7,9646	132,4061	9,5529

5.2.3 Vyhodnocení

Pomocí výše uvedených detekčních algoritmů byla zpracována data od 10 osob (7 žen a 3 mužů s průměrným věkem 45 let a směrodatnou odchylkou 16,95 let), u kterých nebyly diagnostikovány závažné zdravotní problémy.

Teoreticky by detektor založený na pevném okně měl detekovat s nejnižší úspěšností, protože se nedokáže přizpůsobit dechovým manévřům, ani jednotlivým pacientům. Nejlepších výsledků by naopak měla dosahovat detekce závislá na Z₀ protože Z₀ částečně koreluje s *v* a protože statická bioimpedance je snímána z každého svodu a stejnými elektrodami jako pulza-tivní bioimpedance. Na rozdíl od EKG, které je snímáno vlastními elektrodami pouze v okolí srdce.

Všechny detektory ve všech svodech pracovaly velmi dobře, protože největší procento vyloučených hodnot je 2,15 ve svodu 7.

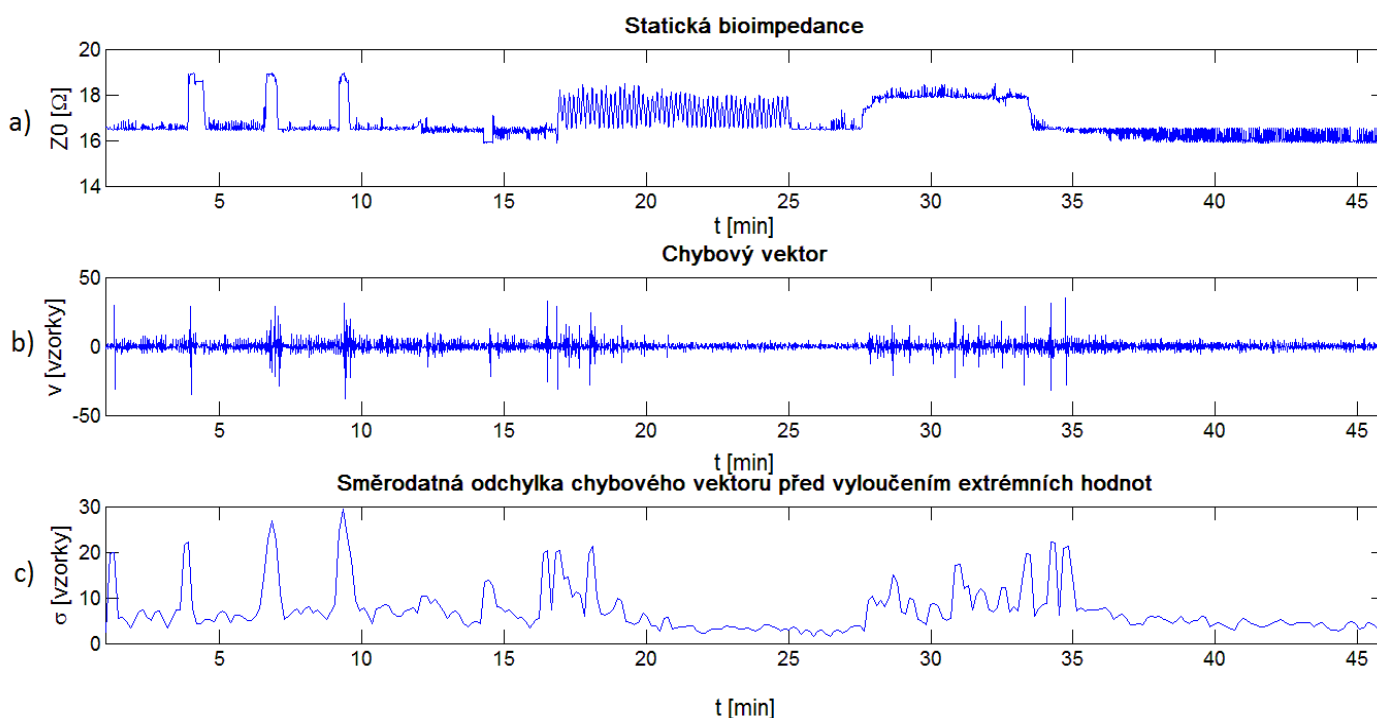
Obecně platí, že čím je svod umístěn dále od srdce, tím jsou výsledky detekce horší.

Z tabulek č. 5.2-5.7 vyplývá, že nejlépe pracují střídavě algoritmus hledající maximum v pevném okně a algoritmus detekující maximum v okně závislém na statické složce bioimpedance. Ze získaných výsledků nelze jednoznačně říct, která z detekčních metod je nejlepší, protože ve svodech 5,7 a 8 dosahuje nejlepších výsledků detekce pevným oknem a ve svodech 3 a 6 detekce závislá na Z_0 . Maximální rozdíl vyloučených hodnot mezi oběma detektory je ve svodu 7, konkrétně 0,36 %.

Dále je z tabulek č. 5.2-5.7 patrné, že ve všech, kromě čtvrtého svodu dosahuje nejhorších výsledků okno závislé na délce RR intervalu, to je evidentní hlavně z množství vyloučených hodnot a směrodatné odchylky v posledních dvou sloupcích tabulek. Ve čtvrtém svodu tento detektor není nejhorší, ale rozdíly jsou zde pouze v setinách procent.

Na obr. 5.12 můžeme vidět, že chybné detekce nejčastěji vznikaly právě v místech manévrů pacienta, protože směrodatná odchylka a chybový vektor dosahují největších výkyvů právě v časech patientských manévrů. Samozřejmě určité výkyvy jsou zde fyziologické. Se změnou činnosti měřené osoby přirozeně může dojít ke změně v bioimpedančním signálu, tyto fyziologické výkyvy ale nemohou být tak extrémní, jako je tomu na obrázcích 5.12b a 5.12c.

V krátkých okamžicích na začátcích a koncích manévrů byl často bioimpedanční signál tak znehodnocený, že ani ručně nebylo možné maxima označit. Řešením by mohl být cyklus rozpoznávající tato místa (na základě podmínky if, kde maximum bylo určeno v krajním místě detekčního intervalu) a následně vyřazující příslušné chybné detekce.



Obr. 5.12 Validace algoritmu.

6. Výpočet rychlosti šíření pulzní vlny

V poslední kapitole této práce byl navržen program, opět v prostředí MATLAB pro výpočet rychlosti šíření pulzní vlny při horizontální poloze pacienta a při nakloněné rovině. Systém byl opět automatizován pro 10 pacientů.

6.1 Navržený program

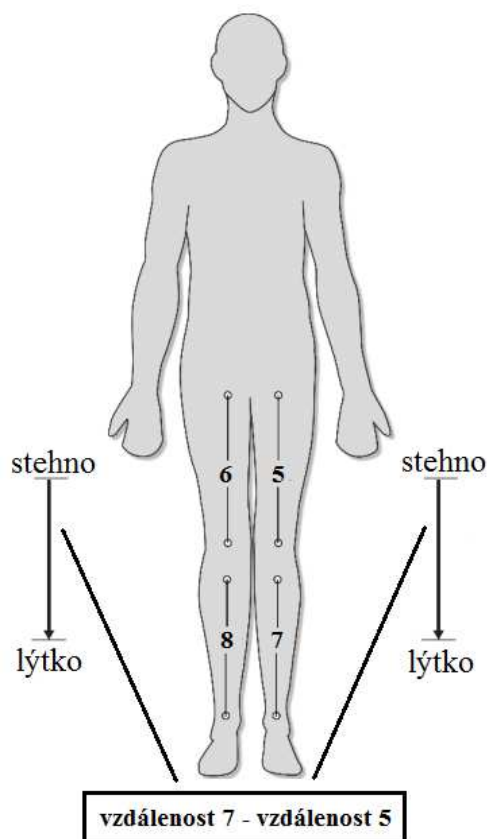
Algoritmus využíval detekovaná maxima v šesti svodech bioimpedančního signálu zpracovávaných v předcházející kapitole. Kvůli výpočetní kapacitě bylo pracováno pouze s druhou polovinou naměřených signálů. Rychlost byla průměrována z intervalů asi dvou minut v oblasti klidu a nakloněné roviny na konci měření.

Výpočet rychlosti šíření pulzní vlny byl proveden podle vzorce 3.1 Čítec zlomku byl převzat z tab. 6.1, kde vzdálenost 5 představuje vzdálenost elektrod pátého svodu bioimpedance od srdce a vzdálenost 7 je vzdálenost sedmého svodu od srdce. Každý svod zahrnuje dvě povrchové elektrody, bod odkud byly měřeny vzdálenosti, byl vždy uprostřed mezi elektrodami. Vzdálenost mezi oběma elektrodami třetího svodu je v tab. 6.1 označena jako $\Delta 3$. Jelikož lidské tělo je symetrické, protější vzdálenosti obou částí těla si vždy odpovídají.

Tab. 6.1 Naměřené a vypočtené vzdálenosti elektrod.

	pac. 1	pac. 2	pac. 3	pac. 4	pac. 5	pac. 6	pac. 7	pac. 8	pac. 9	pac. 10
vzdálenost 5 [m]	0,70	0,64	0,78	0,67	0,7	0,89	0,76	0,77	0,77	0,67
vzdálenost 7 [m]	1,03	0,98	1,12	0,95	1,09	1,32	1,11	1,14	1,09	1,03
$\Delta 3$ [m]	0,40	0,33	0,29	0,29	0,37	0,34	0,32	0,35	0,33	0,30
vzdálenost 5 - ($\Delta 3/2$) [m]	0,50	0,48	0,64	0,53	0,52	0,72	0,60	0,60	0,61	0,52
vzdálenost 7 - ($\Delta 3/2$) [m]	0,83	0,82	0,98	0,81	0,91	1,15	0,95	0,97	0,93	0,88
stehno-lýtka [m]	0,33	0,34	0,34	0,28	0,39	0,43	0,35	0,37	0,32	0,36

Pro výpočet rychlosti šíření pulzní vlny mezi hrudníkem a stehnem byla použita vzdálenost 5. svodu mínus polovina $\Delta 3$ viz čtvrtý řádek tabulky 6.1 a pro výpočet rychlosti mezi hrudníkem a lýtkem vzdálenost 7 svodu mínus polovina $\Delta 3$ viz pátý řádek tabulky. Poslední řádek vyjadřuje vzdálenost mezi stehnem a lýtkem tj. rozdíl vzdálenosti 7 a vzdálenosti 5 viz obr. 6.1.



Obr. 6.1 Výpočet vzdálenosti stehno-lýtko, upraveno[22].

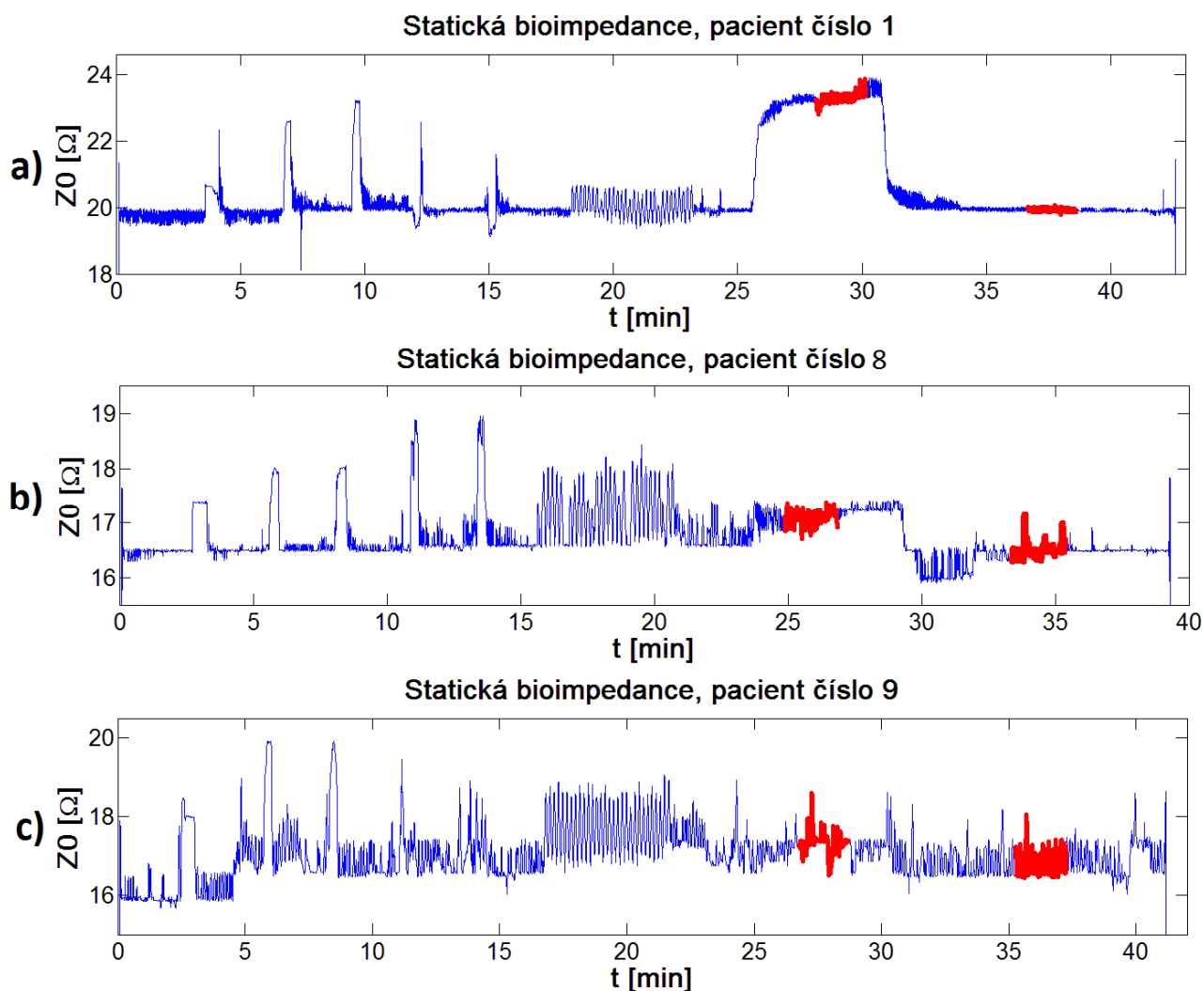
Jmenovatelem zlomku vzorce 3.1 byl vždy časový okamžik získaný z rozdílu mezi dvěma pozicemi maxim ve dvou impedančních kanálech viz kapitola 3.4. Podmínkou bylo ověřeno, aby tyto časové úseky byly vždy kladné. Záporné časy byly nejpravděpodobněji způsobeny chybnými detekcemi maxim, nebo chybně naměřeným signálem, proto byly vyloučeny. Výsledné rychlosti zapsané v tabulkách níže jsou vždy průměry ze 120 dílčích rychlostí tj. 120 srdečních cyklů.

Programově nejobtížnější částí bylo automatizovat vyhledávání asi dvouminutových intervalů v oblasti klidu a nakloněné roviny. Zmíněné intervaly byly vyhledávány na základě statické bioimpedance viz obr. 6.2. Nejdříve byl stanoven pevný práh pro detekci. Nakloněná rovina měla začínat první hodnotou od konce ve statické bioimpedanci větší než tento práh. Velikost statické složky bioimpedance se u různých pacientů natolik mění, viz obr. 6.2, že nebylo možné pevný práh použít.

Ve druhé metodě byla funkcí *max()* vyhledána hodnota maxima v signálu a práh byl nastaven jako násobek tohoto maxima. Tato metoda dosahovala již lepších výsledků, ale u některých pacientů detekovala jiné manévry než nakloněnou rovinu, protože výchylka statické bioimpedance při nakloněné rovině nebyla dostatečná viz obr. 6.2c.

Výsledná, nejjednodušší metoda využila faktu, že pacienti by měli přesně dodržovat měřicí protokol. V závěru měření je 10 minut klidu, předcházející 5 minutami nakloněné ro-

viny viz obr. 4.4. Intervaly pro výpočet rychlosti šíření pulzní vlny byly tedy nastaveny jako pevné časy (konkrétně pevné hodnoty ve vzorcích) od konce každého měření viz obr. 6.2.



Obr. 6.2 Intervaly pro výpočet rychlosti šíření pulzní vlny.

6.2 Výsledky

Pro každého pacienta byla vypočítána rychlost šíření pulzní vlny mezi srdcem a stehnem, srdcem a lýtkem a stehnem a lýtkem pro obě končetiny. Výsledné rychlosti byly zaznamenány do tabulek. Tab. 6.2 obsahuje rychlosti pro horizontální polohu pacienta, zatímco v tab. 6.3 jsou zapsány hodnoty pro nakloněnou rovinu. Všechny zde uvedené rychlosti šíření pulzní vlny mají jednotku $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$.

Tab. 6.2 Vypočtené rychlosti šíření pulzní vlny pro horizontální polohu pacienta.

	hrudník- stehno pravá [m·s ⁻¹]	hrudník- stehno levá [m·s ⁻¹]	hrudník- lýtka pravá [m·s ⁻¹]	hrudník- lýtka levá [m·s ⁻¹]	stehno- lýtka pravá [m·s ⁻¹]	stehno- lýtka levá [m·s ⁻¹]
pac. 1	4,19	3,42	5,91	5,40	<u>23,86</u>	<u>32,99</u>
pac. 2	3,04	3,17	4,29	4,26	13,28	8,72
pac. 3	<u>12,42</u>	<u>11,83</u>	<u>12,09</u>	<u>11,34</u>	12,78	11,41
pac. 4	4,95	4,82	5,82	5,73	9,41	9,72
pac. 5	4,93	5,24	6,61	6,73	13,05	12,13
pac. 6	8,07	7,20	9,24	8,30	<u>22,10</u>	<u>14,34</u>
pac. 7	8,17	7,25	9,11	8,49	11,80	12,60
pac. 8	6,85	7,03	7,98	8,25	11,37	11,99
pac. 9	6,18	5,83	7,07	6,75	11,51	13,35
pac. 10	5,33	5,23	6,89	6,93	12,90	13,35

Tab. 6.3 Vypočtené rychlosti šíření pulzní vlny pro nakloněnou rovinu.

	hrudník- stehno pravá [m·s ⁻¹]	hrudník- stehno levá [m·s ⁻¹]	hrudník- lýtka pravá [m·s ⁻¹]	hrudník- lýtka levá [m·s ⁻¹]	stehno- lýtka pravá [m·s ⁻¹]	stehno- lýtka levá [m·s ⁻¹]
pac. 1	4,77	4,66	6,59	6,55	17,43	18,75
pac. 2	3,81	3,86	5,68	5,69	23,53	19,95
pac. 3	<u>17,96</u>	<u>14,70</u>	<u>16,01</u>	<u>13,03</u>	19,88	12,54
pac. 4	6,56	6,46	8,00	7,57	17,95	15,32
pac. 5	7,56	7,38	10,00	9,60	22,26	16,12
pac. 6	<u>21,47</u>	<u>26,51</u>	<u>17,50</u>	<u>27,74</u>	<u>27,46</u>	<u>41,03</u>
pac. 7	<u>20,85</u>	<u>16,75</u>	<u>20,36</u>	<u>17,58</u>	21,78	21,20
pac. 8	7,79	7,84	9,68	9,87	19,77	17,98
pac. 9	8,75	9,23	10,44	10,49	<u>22,66</u>	<u>25,61</u>
pac. 10	6,38	7,44	8,40	9,30	17,95	16,79

6.3 Vyhodnocení

Z tab. 6.2 a 6.3 byla vyloučena podtržená čísla, protože jsou natolik vysoká, že nemohou odpovídat fyziologickým hodnotám rychlosti šíření pulzní vlny v příslušných částech lidského těla. Chyby byly pravděpodobně způsobeny špatně naměřenými signály, nebo nepřesnými detekcemi maxim v bioimpedanci. Při nakloněné rovině bylo množství chyb dvojnásobné oproti horizontální poloze subjektu. Po vyloučení byly zapsány průměrné hodnoty a příslušné směrodatné odchylky do tabulky 6.4.

Tab. 6.4 Průměry a směrodatné odchylky rychlosti šíření pulzní vlny.

	hrudník- stehno pravá [m·s ⁻¹]	hrudník- stehno levá [m·s ⁻¹]	hrudník- lýtko pravá [m·s ⁻¹]	hrudník- lýtko levá [m·s ⁻¹]	stehno- lýtko pravá [m·s ⁻¹]	stehno- lýtko levá [m·s ⁻¹]
horizontální poloha	5,74 ± 1,63	5,46 ± 1,44	6,99 ± 1,51	6,76 ± 1,37	12,01 ± 1,20	11,66 ± 1,56
nakloněná rovina	6,52 ± 1,61	6,70 ± 1,73	8,40 ± 1,66	8,44 ± 1,70	20,07 ± 2,11	17,33 ± 2,57

Z tab. 6.4 je patrné, že průměrná rychlost šíření pulzní vlny byla ve všech šesti měřených částech těla při horizontální poloze pacienta menší, než při nakloněné rovině. Při nakloněné rovině se lůžku naklopilo o asi 70°. Rychlost se tím zvýšila díky změnám hydrostatického tlaku a to konkrétně v oblasti hrudní stehno o 18,04 %, v oblasti hrudník lýtko o 22,38 % a v oblasti mezi stehnem a lýtkem o 57,40 %.

V korespondujících oblastech napravo a nalevo vycházejí hodnoty v tab. 6.4 přibližně stejně, což odpovídá logickému předpokladu u množiny zdravých subjektů.

V [7] je uvedena výsledná rychlost šíření pulzní vlny při horizontální poloze v oblasti hrudník-stehno $5,6 \pm 0,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a v oblasti hrudník lýtko $6,7 \pm 0,7 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Zde vypočtené rychlosti se od těchto referencí liší o 0 % a 2,99 %.

Průměrná hodnota rychlosti v končetinách podle [22] je $11,7 \pm 1,8 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ při horizontální poloze pacienta a $14,7 \pm 1,9 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ při nakloněné rovině. V tomto případě se vypočtené hodnoty v této práci liší o 0,85 % a 27,21 %.

Závěr

První dvě teoretické kapitoly této bakalářské práce se věnují významu, vzniku, využití a měření bioimpedančního signálu. Ve třetí teoretické kapitole je popsán princip a výpočet rychlosti šíření pulzní vlny, dále pak vliv patologických artérií na pulzní vlnu.

V praktické části byl vytvořen program v prostředí MATLAB pro detekci významných bodů v bioimpedančním signálu. Program byl plně automatizován pro zpracování 6 kanálů bioimpedance od každého ze skupiny deseti pacientů s průměrným věkem 45 let a směrodatnou odchylkou 16,95 let, u kterých nebyly diagnostikovány závažné zdravotní problémy. Maxima v předzpracovaném bioimpedančním signálu byla vyhledávána třemi detekčními algoritmy. Metoda vyhledávající maxima v okně závislém na délce RR intervalu EKG se ukázala jako nejhorší u pěti ze šesti bioimpedančních svodů. Průměrné množství vyloučených detekcí Grubbsovým testem zde bylo 1,60 %. Princip detekce v pevném okně a okně závislém na statické složce bioimpedančního signálu dosahovaly velmi podobných výsledků. Průměr vyloučených hodnot ze všech šesti zpracovávaných svodů bioimpedance zde byl 1,09 % u detekce pevným oknem a 1,18 % u detekce závislé na Z_0 .

V poslední kapitole praktické části byl vytvořen algoritmus pro výpočet rychlosti šíření pulzní vlny v šesti místech lidského těla. Program byl opět automatizován pro 10 měřených osob. Cílem bylo srovnat hodnoty získané při poloze pacienta vleže na lůžku a při naklonění lůžka o asi 70°. Průměrná rychlost šíření pulzní vlny oblasti hrudník stehno byla $5,60 \pm 1,55 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$, v oblasti hrudník lýtko $6,88 \pm 1,44 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ a v oblasti mezi stehnem a lýtkem $11,84 \pm 1,40 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$. Bylo zjištěno, že při naklonění lůžka rychlost šíření pulzní vlny stoupla v oblasti hrudník stehno o 18,04%, v oblasti hrudník lýtko o 22,38% a v oblasti mezi stehnem a lýtkem o 57,40%.

Použitá literatura

- [1] HALLIDAY, David, Robert RESNICK a Jearl WALKER. *Fyzika: Vysokoškolská učebnice obecné fyziky*. 1. vyd. Brno: VUTIUM, 2000, 1198 s. ISBN 80-214-1869-9.
- [2] DĚDKOVÁ, Jarmila, Miloslav STEINBAUER a Pavel KALÁB. *Elektrotechnický seminář: (BELS)*. 1. vyd. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, Ústav teoretické a experimentální elektrotechniky, 2009, 96 s. : il. ISBN 978-80-214-3841-5.
- [3] ŠIMURDA, Jiří. *Bioelektrické jevy*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [4] BAURA, Gail D. *System theory and practical applications of biomedical signals*. Hoboken, NJ: Wiley-Interscience, 2002, 440 s. ISBN 04-712-3653-5.
- [5] SOUKUP, Ladislav. *Vyhodnocení srdečního výdeje bioimpedanční metodou u pacientů se stimátorem*. Vysoké učení technické v Brně. Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií, 2012.
- [6] DONALD P BERNSTEIN. Impedance cardiography: Pulsatile blood flow and the biophysical and electrodynamic basis for the stroke volume equations. *Journal of Electrical Bioimpedance* [online]. 2010, 1(1): 2-17 [cit. 2016-01-01]. doi: 10.5617/jeb.51. Dostupné z: <https://www.journals.uio.no/index.php/bioimpedance/article/view/51>
- [7] MATEJKOVA, Magdalena, Vlastimil VONDRA, Josef HALAMEK, Ladislav SOUKUP, Pavel JURAK, Filip PLESINGER a Ivo VISCOR. Measurement of pulse wave velocity during Valsalva and Mueller maneuvers by whole body impedance monitor. In: *Computing in Cardiology* [online]. IEEE Computer Society, 2014, 41(January), s. 1117-1120 [cit. 2016-03-30]. ISSN 23258861. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7043243&isnumber=7042955>
- [8] KOLÁŘ, Radim. *Lékařská diagnostická technika*. Brno: Vysoké učení technické v Brně, Fakulta elektrotechniky a komunikačních technologií.
- [9] Min-Chang Cho; Kim, Jee-Yeon; SeongHwan Cho, "A bio-impedance measurement system for portable monitoring of heart rate and pulse wave velocity using small body area," in *Circuits and Systems, 2009. ISCAS 2009. IEEE International Symposium on*, vol., no., pp.3106-3109, 24-27 May 2009 doi: 10.1109/ISCAS.2009.5118460. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=5118460&isnumber=5117665>
- [10] Khalil, S.F.; Dali, N.S.M.; Mohktar, M.S.; Ibrahim, F., "Validation of multiple frequency bio-impedance analyzer using biological phantom," in *Biomedical Engineering and Sciences (IECBES), 2014 IEEE Conference on*, vol., no., pp.464-469, 8-10 Dec. 2014 doi: 10.1109/IECBES.2014.7047543. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7047543&isnumber=7047454>
- [11] Kato, H.; Yasuno, E.; Kinouchi, Yohsuke; Morimoto, T., "Electrical impedance tomography for local biological tissue," in *Control, Automation, Robotics and Vision Conference, 2004*.

- ICARCV 2004 8th*, vol.2, no., pp.942-946 Vol. 2, 6-9 Dec. 2004 doi: 10.1109/ICARCV.2004.1468967. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=1468967&isnumber=31512>
- [12] GRÜNES, Richard a Karel ROUBÍK. Elektrická impedanční tomografie a její využití v respirační péči. *Lékař a technika*. Praha: Avicenum, 2008, 2008(No 1). ISSN 0301-5491. Dostupné z: http://webzam.fbmi.cvut.cz/hozman/AKK/ZSL_HS_EIT.pdf
- [13] McEwan, A.; Tapson, J.; van Schaik, A.; Holder, D.S., "Electrode Circuits for Frequency- and Code-Division Multiplexed Impedance Tomography," in *Biomedical Circuits and Systems Conference, 2007. BIOCAS 2007. IEEE*, vol., no., pp.130-133, 27-30 Nov. 2007 doi: 10.1109/BIOCAS.2007.4463326. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=4463326&isnumber=4463293>
- [14] VEDRU, Jüri. Electrical impedance methods for the measurement of stroke volume in man: state of art. *Acta et Comm. Univ. Tartuensis*, 1994, 974: 110-129. Dostupné z: <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.484.6650&rep=rep1&type=pdf>
- [15] Luna-Lozano, P.S.; Garcia-Zetina, O.A.; Perez-Lopez, J.A.; Alvarado-Serrano, C., "Portable device for heart rate monitoring based on impedance pletysmography," in *Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE), 2014 11th International Conference on*, vol., no., pp.1-4, Sept. 29 2014-Oct. 3 2014 doi: 10.1109/ICEEE.2014.6978307. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=6978307&isnumber=6978245>
- [16] ROKYTA, Richard. *Fyziologie: pro bakalářská studia v medicíně, přírodovědných a tělovýchovných oborech*. 1. vyd. Praha: ISV nakladatelství, 2000, 359 s. ISBN 80-85866-45-5.
- [17] SALVI, Paolo. *Pulse waves: how vascular hemodynamics affects blood pressure*. Milan [u.a.]: Springer, 2012. ISBN 978-88-470-2438-0.
- [18] KONVIČKOVÁ, Svatava a Jaroslav VALENTA. *Biomechanika srdečně cévního systému člověka*. Vyd. 2. Praha: Česká technika - nakladatelství ČVUT, 1997, 275 s. ISBN 80-01-03425-9.
- [19] NEČAS, Emanuel. *Patologická fyziologie orgánových systémů*. Praha: Karolinum, 2003, 379 s. Učební texty Univerzity Karlovy v Praze. ISBN 80-246-0675-5.
- [20] GANONG, William F. *Přehled lékařské fyziologie: dvacáté vydání*. Praha: Galén, 2005, xx, 890 s. ISBN 80-7262-311-7.
- [21] US Patent Issued to INSTITUTE OF SCIENTIFIC INSTRUMENTS AS CR, V. V. I. on Oct. 27 for "Device for blood flow property measurement and method of its connection" (Czech Inventors). *US Fed News Service, Including US State News* [online]. Washington, D.C: HT Media Ltd, 2015 [cit. 2016-03-30]. Dostupné z: <https://www.google.com/patents/US9167984>
- [22] M. Matejkova *et al.*, "Changes of Pulse Wave Velocity in the lower limbs in hypertensive patients," *2015 Computing in Cardiology Conference (CinC)*, Nice, 2015, pp. 257-260. doi: 10.1109/CIC.2015.7408635. Dostupné z: <http://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?tp=&arnumber=7408635&isnumber=7408562>

Seznam příloh

Obr. A.1 Měřicí protokol	ii
Obr. A.2 Bioimpedanční monitor	iii
Obr. A.3 Nakloněná rovina	iv
Tab. B.1 Validace detekce pevným oknem, svod 3	v
Tab. B.2 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 3	v
Tab. B.3 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 3	vi
Tab. B.4 Validace detekce pevným oknem, svod 4	vi
Tab. B.5 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 4	vii
Tab. B.6 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 4	vii
Tab. B.7 Validace detekce pevným oknem, svod 5	viii
Tab. B.8 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 5	viii
Tab. B.9 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 5	ix
Tab. B.10 Validace detekce pevným oknem, svod 6	ix
Tab. B.11 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 6	x
Tab. B.12 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 6	x
Tab. B.13 Validace detekce pevným oknem, svod 7	xi
Tab. B.14 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 7	xi
Tab. B.15 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 7	xii
Tab. B.16 Validace detekce pevným oknem, svod 8	xii
Tab. B.17 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 8	xiii
Tab. B.18 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 8	xiii

Obr. A.1 Měřicí protokol.



Whole body impedance - MBM

Subject ID:

Measurement No.

Subject No.

Date:

Date of birth:

Retest:.....

REC1 **sec**

kuřák: ano, kolik:

Contact:.....

TK1=

ne /již ne přestal kdy:

spontaneous breathing 120

breath hold 30

spont 120

Valsalva 15

spont 120

Valsalva 15

spont 120

Mueller 15

spont 120

Mueller 15

spont 120

paced breathing 0.1Hz 300

supine, spont 120

tilt, spont 300

supine, spont 600

TK2=

REC2

TK3=

spont 120

exercise 300

spont 720

TK4=

Distance in cm

1

Δ3

5

7

9

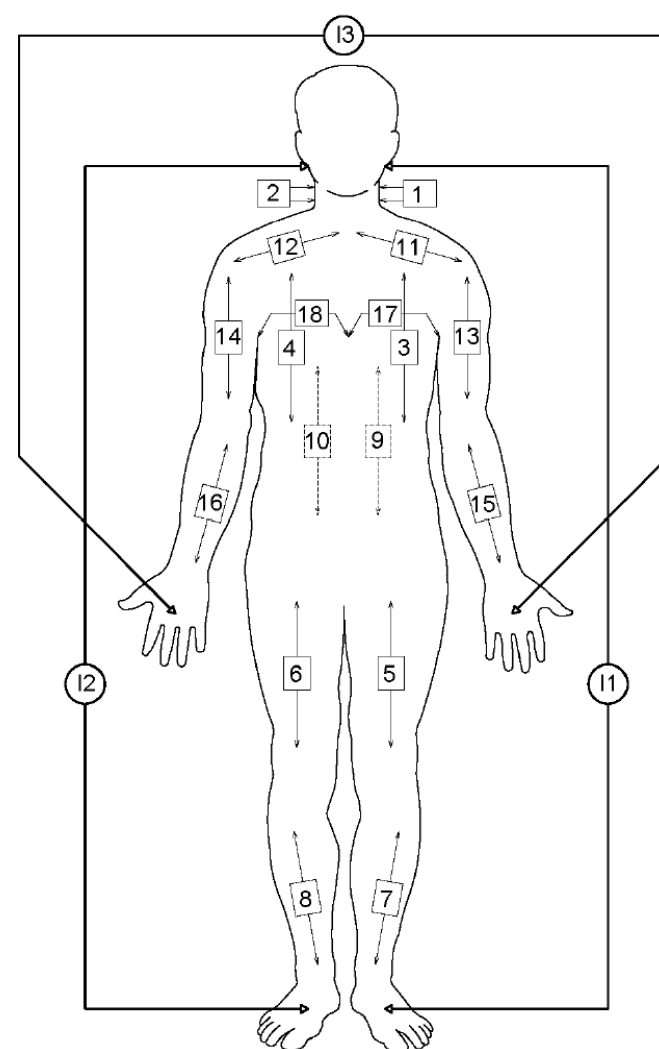
11

13

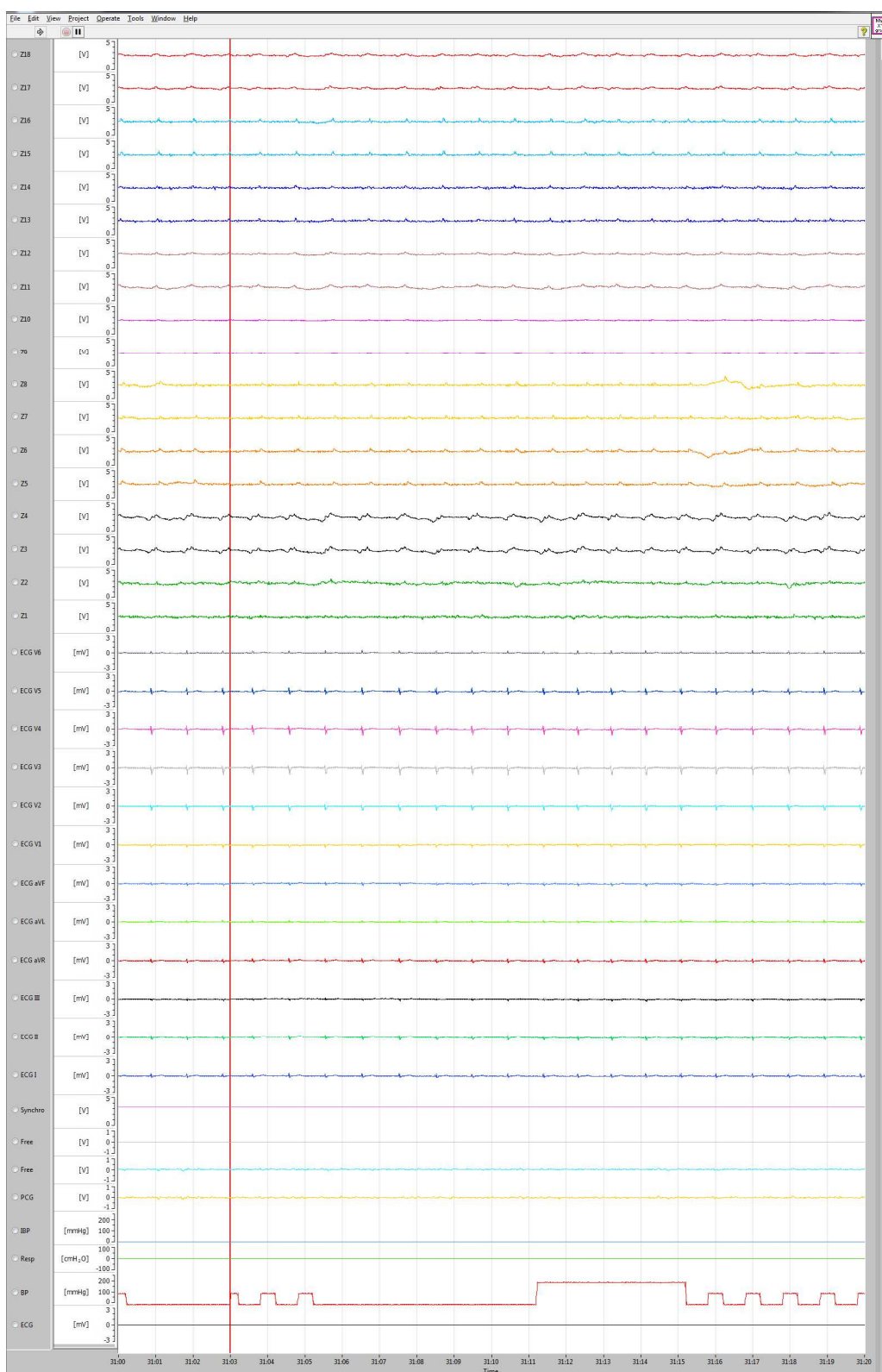
15

17 0

Zdrav. sestra:..... Technik:..... Lékař:.....



Obr. A.2 Bioimpedanční monitor.



Obr. A.3 Nakloněná rovina, autor fotografie: FNUSA, ICRC, Brno.



Tab. B.1 Validace detekce pevným oknem, svod 3.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3004	0,0003	3,4389	0,37	-0,0003	2,5987	54,88	4,15
2	3680	-0,0024	2,9786	0,22	0,0011	2,8368	60,17	3,31
3	2202	-0,0045	5,8512	2,23	0,0297	3,7878	61,10	7,01
4	4429	-0,0011	3,7204	1,24	0,0203	2,6865	52,00	4,33
5	2486	-0,0036	6,5153	3,26	0,0062	3,0960	70,08	5,48
6	2792	-0,0133	14,0531	0,90	-0,0336	12,7142	63,94	13,13
7	2759	-0,0004	5,0703	0,72	-0,0099	4,1624	61,05	10,45
8	2312	0,0009	4,7423	0,82	0,0218	4,0783	63,80	6,27
9	2803	-0,0004	8,2280	1,18	-0,0300	6,5151	63,26	10,20
10	3597	-0,0019	3,1891	0,75	0,0014	1,6438	60,91	4,55

Tab. B.2 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 3.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0003	3,2208	0,37	-0,0007	2,5990	54,84	4,09
2	3679	-0,0027	2,9682	0,22	0,0008	2,8360	60,17	3,30
3	2201	-0,0045	5,8661	2,23	0,0288	3,7865	61,10	7,01
4	4428	-0,0016	3,2297	1,02	0,0169	2,6597	51,91	4,10
5	2485	-0,0016	7,1702	3,46	0,0121	3,0972	70,23	6,14
6	2791	-0,0018	14,2552	1,33	0,0182	12,3602	63,51	12,45
7	2758	-0,0029	5,3150	0,80	-0,0135	4,1481	61,09	10,54
8	2311	-0,0017	4,9504	0,91	0,0197	4,0795	63,82	6,35
9	2802	0,0004	8,2566	0,93	-0,0742	6,4836	63,18	10,09
10	3596	-0,0014	2,6581	0,83	0,0034	1,6477	60,76	4,46

Tab. B.3 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 3.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0003	3,4503	0,37	-0,0010	2,5989	54,88	4,15
2	3679	-0,0027	2,9740	0,22	0,0008	2,8371	60,17	3,31
3	2201	-0,0045	5,6921	2,18	0,0288	3,7881	61,05	6,99
4	4428	-0,0016	4,4257	1,40	0,0115	2,6734	52,24	4,58
5	2485	-0,0016	6,4479	3,34	-0,0021	3,0973	70,25	5,85
6	2791	-0,0018	16,6565	0,61	-0,0346	15,6222	60,98	13,14
7	2758	-0,0029	5,1908	0,73	-0,0124	4,1610	61,05	10,48
8	2311	-0,0017	4,8851	0,87	0,0223	4,0815	63,78	6,30
9	2802	0,0004	7,7225	0,93	-0,0321	6,5444	63,13	10,02
10	3596	-0,0014	3,1992	0,81	0,0025	1,6398	60,90	4,55

Tab. B.4 Validace detekce pevným oknem, svod 4.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3004	-0,0007	5,3946	0,27	0,0007	4,9123	60,04	6,57
2	3680	-0,0011	3,5933	0,30	0,0128	3,3714	58,89	4,27
3	2202	-0,0054	11,5256	5,40	0,0528	3,0656	64,34	10,80
4	4429	-0,0018	4,6376	2,08	0,0798	3,5452	54,11	5,50
5	2486	-0,0016	5,1691	0,28	-0,0323	5,0162	68,96	5,22
6	2792	-0,0143	13,6630	0,32	-0,0826	13,1847	71,99	13,95
7	2759	0,0000	4,8888	0,98	-0,0077	3,2479	64,42	10,61
8	2312	-0,0009	3,5835	0,61	-0,0017	3,2291	63,49	5,70
9	2803	0,0000	8,8954	1,39	-0,0412	7,0398	65,06	9,71
10	3597	-0,0033	4,8726	1,92	0,1003	3,0778	60,59	7,86

Tab. B.5 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 4.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0007	5,1300	0,17	-0,0040	4,9343	59,98	6,52
2	3679	-0,0022	3,6022	0,27	0,0063	3,3669	58,88	4,28
3	2201	-0,0045	11,4041	5,32	0,0528	3,0643	64,37	10,74
4	4428	-0,0025	4,2890	1,72	0,0593	3,5093	54,00	5,29
5	2485	-0,0004	5,2501	0,32	-0,0311	5,0179	68,97	5,28
6	2791	0,0007	12,0672	0,39	-0,0619	11,4714	72,73	12,48
7	2758	-0,0018	4,9655	1,02	-0,0084	3,2495	64,43	10,63
8	2311	-0,0026	3,7851	0,65	0,0061	3,2162	63,45	5,71
9	2802	0,0007	9,4265	1,39	-0,0727	6,9781	65,00	9,74
10	3596	-0,0022	4,6671	1,92	0,0990	3,0927	60,46	7,82

Tab. B.6 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 4.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0007	5,4829	0,23	-0,0070	4,9267	60,05	6,58
2	3679	-0,0022	3,5131	0,24	0,0074	3,3794	58,90	4,25
3	2201	-0,0045	11,4907	5,50	0,0495	3,0027	64,24	10,77
4	4428	-0,0025	4,7620	2,17	0,0672	3,5411	54,48	5,73
5	2485	-0,0004	5,2155	0,32	-0,0311	5,0179	68,97	5,26
6	2791	0,0007	15,1109	0,39	0,0216	14,4433	70,14	14,13
7	2758	-0,0018	5,0089	0,91	-0,0070	3,2711	64,37	10,63
8	2311	-0,0026	3,7893	0,61	0,0017	3,2223	63,47	5,76
9	2802	0,0007	8,9786	1,53	-0,0410	7,0102	65,02	9,73
10	3596	-0,0022	4,8074	1,95	0,0956	3,0736	60,64	7,73

Tab. B.7 Validace detekce pevným oknem, svod 5.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3004	-0,0027	14,5582	0,03	-0,0273	14,4979	125,20	12,72
2	3680	-0,0027	5,4565	0,65	0,0101	4,5697	130,35	6,30
3	2202	-0,0036	11,8703	1,77	0,0227	9,7815	99,81	9,93
4	4429	-0,0011	5,9848	1,92	-0,0168	4,2662	102,14	6,07
5	2486	0,0000	11,8463	1,77	0,0123	9,3161	117,21	10,14
6	2792	-0,0122	14,8255	0,54	-0,0882	13,8953	115,10	12,15
7	2759	0,0007	4,0509	0,62	0,0255	3,1902	97,13	4,96
8	2312	-0,0004	6,1548	1,34	0,0132	4,4431	107,92	5,33
9	2803	0,0068	12,2039	0,89	0,0079	10,7424	115,89	10,02
10	3597	-0,0025	11,4480	0,61	0,0456	10,6273	108,28	12,49

Tab. B.8 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 5.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0027	14,0959	0,07	-0,0063	13,8962	124,49	12,57
2	3679	-0,0035	9,5532	4,29	0,0670	4,4522	125,62	15,62
3	2201	-0,0005	16,1478	3,77	-0,0869	10,2855	103,98	13,13
4	4428	-0,0002	6,2238	1,85	-0,0069	3,4007	99,11	9,63
5	2485	-0,0008	16,6596	2,90	0,3183	12,0855	119,28	14,13
6	2791	-0,0025	16,0020	0,86	-0,0575	13,8571	114,76	13,26
7	2758	-0,0004	5,7366	0,83	0,0095	2,9142	97,62	5,80
8	2311	-0,0030	7,0550	1,77	0,0031	4,3877	108,47	5,69
9	2802	-0,0036	12,6544	1,71	-0,0149	10,1238	115,46	10,52
10	3596	0,0014	8,4797	1,08	0,0166	6,6407	106,24	11,45

Tab. B.9 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 5.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0027	14,6448	0,03	0,0217	14,5865	125,63	12,49
2	3679	-0,0035	5,7390	1,03	-0,0019	4,5167	130,51	6,34
3	2201	-0,0023	10,7455	1,54	-0,0051	8,1921	98,45	8,68
4	4428	0,0002	10,5774	0,97	0,0114	8,8162	128,09	7,67
5	2485	-0,0008	13,3057	0,85	0,2386	11,9639	118,36	11,03
6	2791	-0,0025	14,4388	4,69	0,0744	8,3187	110,15	13,21
7	2758	-0,0004	4,0392	0,62	0,0244	3,1903	97,13	4,95
8	2311	-0,0030	6,1609	1,30	-0,0022	4,4428	107,79	5,36
9	2802	-0,0036	12,1975	1,36	-0,0199	10,3106	116,14	9,99
10	3596	0,0014	11,8511	0,75	0,0782	10,6592	108,63	12,34

Tab. B.10 Validace detekce pevným oknem, svod 6.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3004	-0,0080	10,4538	0,00	-0,0080	10,4538	120,29	9,59
2	3680	-0,0016	6,9182	0,35	-0,0076	6,2492	131,39	6,75
3	2202	-0,0027	10,3024	4,09	0,0275	6,0038	98,92	8,99
4	4429	-0,0063	7,4248	0,56	-0,0484	6,7794	102,94	6,55
5	2486	-0,0032	7,9202	2,65	0,0186	4,2060	116,98	7,56
6	2792	-0,0136	11,9609	0,29	-0,0187	11,4954	117,81	10,35
7	2759	-0,0036	4,0246	0,62	0,0033	3,1314	96,75	5,08
8	2312	-0,0030	6,5989	1,73	-0,0361	4,7623	107,98	6,00
9	2803	-0,0029	9,0100	1,75	-0,0236	6,9907	115,63	8,02
10	3597	-0,0011	9,4203	0,61	0,0352	8,5495	108,47	11,07

Tab. B.11 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 6.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0057	10,5236	0,10	0,0027	10,2352	120,13	9,56
2	3679	-0,0014	9,5073	1,93	0,0388	6,6306	128,14	13,03
3	2201	0,0009	16,2443	1,64	-0,1497	12,8412	111,79	14,83
4	4428	-0,0007	5,9962	1,11	-0,0171	4,7578	100,96	7,42
5	2485	-0,0032	9,5237	3,10	0,0320	4,0188	118,03	8,86
6	2791	-0,0050	13,4535	0,86	-0,0445	11,5772	117,98	11,33
7	2758	0,0018	7,8965	2,28	-0,0160	2,3868	101,71	7,51
8	2311	-0,0004	11,4919	2,51	-0,0586	6,6304	111,93	9,61
9	2802	0,0082	10,8571	2,18	-0,0569	6,9667	115,39	8,94
10	3596	0,0011	7,9251	0,53	0,0117	6,5809	107,54	10,65

Tab. B.12 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 6.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0057	10,7081	0,13	-0,0110	10,3578	121,48	8,93
2	3679	-0,0014	7,3667	0,63	0,0402	6,6746	131,71	7,22
3	2201	-0,0009	8,7539	1,27	0,0032	5,6801	97,24	7,74
4	4428	-0,0036	8,3184	0,38	0,0238	7,7757	116,84	6,52
5	2485	-0,0032	7,9895	2,78	0,0083	4,1903	117,36	7,65
6	2791	-0,0050	10,1775	1,29	0,0396	7,8317	115,26	9,54
7	2758	-0,0022	3,9555	0,62	0,0047	3,1310	96,75	5,05
8	2311	-0,0013	7,0681	1,56	-0,0501	4,7731	107,68	5,92
9	2802	0,0082	9,2704	1,86	-0,0269	6,9894	115,85	8,35
10	3596	0,0011	10,0019	0,81	0,0241	8,5002	108,66	11,13

Tab. B.13 Validace detekce pevným oknem, svod 7.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3004	0,0010	4,4097	0,30	0,0180	4,0457	130,77	6,40
2	3680	-0,0014	5,2319	0,79	0,0186	3,9869	147,96	8,59
3	2202	-0,0009	6,8553	0,54	-0,0146	6,1888	116,26	7,09
4	4429	-0,0007	4,5849	0,41	0,0048	4,2218	116,02	5,97
5	2486	-0,0024	13,8628	1,97	0,2183	10,9677	133,78	11,19
6	2792	0,0355	14,2929	0,61	0,1492	13,2431	134,10	12,20
7	2759	-0,0018	3,2410	0,36	0,0175	2,9815	110,23	4,48
8	2312	-0,0022	4,2254	0,43	0,0013	3,6978	123,12	3,90
9	2803	-0,0014	10,1916	3,75	0,0241	5,8982	129,26	9,04
10	3597	-0,0086	5,8376	1,50	0,0130	3,3598	120,34	10,08

Tab. B.14 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 7.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	0,0003	4,9597	0,43	0,0181	4,0041	130,66	6,63
2	3679	-0,0011	9,1240	5,00	0,0747	3,9580	143,10	17,76
3	2201	0,0014	7,8104	1,32	0,0078	5,5638	120,37	8,11
4	4428	0,0009	6,2592	2,33	-0,0086	3,4029	112,67	10,33
5	2485	-0,0016	16,5859	4,59	0,0890	9,3375	135,17	14,00
6	2791	-0,0007	14,5619	1,18	-0,0555	12,3617	132,92	13,34
7	2758	0,0011	8,3052	0,54	-0,0047	2,6074	112,69	7,23
8	2311	-0,0009	4,8512	0,82	-0,0489	3,7620	124,47	4,60
9	2802	0,0214	11,8245	4,03	0,0606	5,9127	128,61	9,93
10	3596	0,0003	5,4697	1,25	-0,0068	3,3200	119,67	10,89

Tab. B.15 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 7.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	0,0003	4,4167	0,37	-0,0017	3,9726	130,89	6,16
2	3679	-0,0011	5,3585	0,84	0,0186	4,0235	148,11	8,63
3	2201	-0,0036	7,2902	0,73	-0,0293	5,9328	115,87	6,77
4	4428	0,0014	17,5810	0,05	0,0380	17,5004	138,67	14,20
5	2485	-0,0016	13,8845	1,53	0,2975	11,4092	133,33	11,96
6	2791	-0,0007	14,4075	1,50	-0,0429	12,0460	131,60	13,62
7	2758	-0,0011	3,2414	0,36	0,0182	2,9818	110,23	4,48
8	2311	-0,0009	4,1153	0,39	0,0022	3,7266	123,07	3,77
9	2802	0,0032	11,8427	3,85	0,0167	5,5092	127,35	9,84
10	3596	0,0003	11,1729	4,73	0,0009	2,7274	125,23	10,15

Tab. B.16 Validace detekce pevným oknem, svod 8.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3004	-0,0013	4,7260	0,27	0,0090	4,3951	131,72	6,91
2	3680	-0,0016	5,1157	0,46	-0,0104	4,0253	146,81	7,78
3	2202	-0,0032	6,7996	0,73	-0,0384	5,8059	114,35	6,99
4	4429	-0,0025	4,1680	0,20	-0,0097	4,0327	115,97	5,81
5	2486	-0,0020	8,3029	1,37	-0,0159	6,5776	132,68	9,16
6	2792	-0,0150	9,9337	0,50	-0,0302	9,2284	134,20	9,77
7	2759	-0,0011	3,2299	0,29	0,0062	3,0366	110,63	4,48
8	2312	-0,0022	4,5542	1,04	0,0341	3,5148	124,09	4,28
9	2803	-0,0064	6,2898	1,21	0,0163	4,7981	130,66	7,27
10	3597	-0,0036	4,2518	0,53	-0,0025	3,3807	120,87	10,13

Tab. B.17 Validace detekce oknem závislém na délce RR intervalu EKG, svod 8.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0010	6,1517	0,33	0,0090	4,4075	131,69	7,21
2	3679	-0,0019	7,8901	3,34	0,0110	4,0605	142,96	15,46
3	2201	0,0009	10,9317	1,82	-0,0106	7,4640	123,57	11,59
4	4428	0,0005	4,8634	1,26	0,0066	3,5053	113,70	8,78
5	2485	0,0004	9,0389	1,41	-0,0396	6,1927	133,68	9,49
6	2791	0,0014	11,0808	0,68	-0,0130	9,0633	134,01	10,46
7	2758	0,0033	9,8493	1,09	-0,0400	2,4344	115,70	9,01
8	2311	-0,0009	7,6895	1,60	-0,0493	3,8454	127,02	7,10
9	2802	-0,0054	9,9520	1,86	0,0215	4,7193	130,09	8,94
10	3596	0,0022	5,7944	0,75	0,0129	3,3442	120,51	10,95

Tab. B.18 Validace detekce oknem závislém na statické složce bioimpedance, svod 8.

chybový vektor					chybový vektor po vyloučení extrémů		průměrná vzdálenost detekcí od R pozic [vzorky]	směrodatná odchylka vzdáleností detekcí od R pozic [vzorky]
číslo pacienta	počet prvků [-]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]	množství vyloučených hodnot [%]	průměr [vzorky]	směrodatná odchylka [vzorky]		
1	3003	-0,0010	4,9757	0,30	0,0164	4,3927	131,82	6,74
2	3679	-0,0019	4,5357	0,33	-0,0134	4,0235	146,90	7,58
3	2201	-0,0059	7,3077	0,64	-0,0219	5,6790	113,98	6,86
4	4428	0,0111	35,6740	0,00	0,0111	35,6740	178,12	30,52
5	2485	0,0004	8,2700	1,29	-0,0171	6,5469	132,52	9,23
6	2791	0,0014	10,0163	0,57	0,0083	9,0686	133,98	9,49
7	2758	-0,0011	3,2305	0,29	0,0062	3,0372	110,63	4,48
8	2311	-0,0026	5,9633	1,38	0,0206	3,5094	123,90	5,23
9	2802	-0,0054	7,1579	1,36	0,0286	4,6191	130,20	6,94
10	3596	0,0022	5,3705	0,89	-0,0048	3,0952	122,01	8,46